

**Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Porovnání funkce analogového a digitálního detektoru
intrakardiálního EKG**

**The Comparison of the Analog and Digital Detector for
Intracardiac ECG Monitoring**

2018

Radek Březný

Zadání bakalářské práce

Student: **Radek Březný**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: Porovnání funkce analogového a digitálního detektoru intrakardiálního EKG
The Comparison of the Analog and Digital Detector for Intracardiac ECG Monitoring

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor analogového a digitálního detektoru intrakardiálního EKG.
2. Rešerše vlastností a rozdílů analogového a digitálního detektoru intrakardiálního EKG.
3. Návrh a realizace generátoru intrakardiálního EKG.
4. Testování analogového a digitálního detektoru intrakardiálního EKG.
5. Detailní popis vlastností a rozdílů mezi jednotlivými detektory na základě naměřených výsledků.
6. Zhodnocení výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ČSN EN 60601-1-1 ed.2. *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2007. Třídící znak 36 4801.
- [2] ČSN EN 60601-2-31 ed.2 *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-31: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost externích kardiostimulátorů s vnitřním zdrojem energie*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2009. Třídící znak 36 4801.
- [3] KUCKLICK, Theodore R. (ed.). *The medical device R&D handbook*. Boca Raton: CRC Press, 2012. ISBN 978-1439811894.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

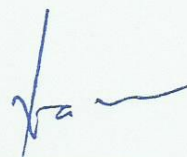
Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou/diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 30. dubna 2018

.....Břežný'.....
podpis studenta

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Lukáši Peterovi za odbornou pomoc, konzultaci a trpělivost při vytváření této bakalářské práce. Zároveň bych chtěl poděkovat všem, kteří mi jakýmkoliv způsobem pomohli s praktickou částí.

Abstrakt

Bakalářská práce nahlíží do problematiky digitálních a analogových detektorů intrakardiálního EKG. S čím dál vyšším vývojem digitální techniky byl vyroben digitální detektor, který je testován v této práci a porovnán s analogovými detektory. Pro co nejpřesnější testování, byl navržen a sestrojen simulátor intrakardiálního EKG, který generuje přesný, normou stanovený trojúhelníkový signál pro ověření citlivosti kardiostimulátorů. Na tento signál byl následně aplikován jednoduchý šum s pevně stanovenou amplitudou a na základě frekvence šumu se testovala citlivost jednotlivých detektorů.

Klíčová slova

Detekce; analogový detektor; digitální detektor; intrakardiální EKG; iEKG; detekce špiček; softwarová detekce špiček; iEKG simulátor; ověření citlivosti kardiostimulátoru; externí kardiostimulace; dočasná kardiostimulace; citlivost kardiostimulátoru.

Abstract

Bachelor thesis examines the problems of digital and analog detectors of intra-cardiac ECG. With a growing development of digital technology, a digital detector has been manufactured and this one is tested in this work and compared to analog detectors. For the most accurate testing, an intracardiac ECG simulator was designed and built to generate an accurate, normalized triangular signal to verify the sensitivity of the pacemakers. Simple noise with fixed amplitude was then applied to this signal and the sensitivity of the individual detectors was tested based on the noise frequency.

Key words

Detection; analog detector; digital detector; intracardiac ECG; iECG; peak detection; software peak detection; iECG simulator; verification of pacemaker sensitivity; external cardiostimulation; temporary cardiostimulation; pacemaker sensitivity.

Obsah

Úvod.....	- 13 -
1 Rešerše.....	- 14 -
1.1 Úvod a východiska rešerše	- 14 -
1.2 Detekce pulzu z EKG pomocí filtračních bank.....	- 15 -
1.3 Algoritmus pro detekci QRS komplexu za běhu EKG snímání.	- 18 -
1.4 Automatická identifikace srdeční činnosti ve vícekanálovém iEKG.	- 21 -
1.5 Skupinový algoritmus pro vícekanálovou synchronizaci z iEKG.....	- 24 -
1.6 Rozdělení komorových tachyarytmií v reálném čase pomocí Fourierovy transformace a umělé neuronové sítě.	- 26 -
1.7 Detekce R špiček na základě rozboru signálu Fourierovou transformací pro signály s vysokým obsahem rušení a artefaktů.	- 29 -
1.8 Generátor úzkých impulsů pro testování senzitivity kardiostimulátorů.....	- 32 -
1.9 Závěr rešerše	- 35 -
2 Teoretická část.....	- 36 -
2.1 Kardiostimulace	- 36 -
2.2 Typy Kardiostimulátorů	- 37 -
2.2.1 Krátkodobá kardiostimulace.....	- 37 -
2.2.2 Permanentní kardiostimulace	- 37 -
2.2.3 Asynchronní kardiostimulace.....	- 37 -
2.2.4 Synchronní kardiostimulace	- 37 -
2.3 Nastavení kardiostimulátoru.....	- 38 -
2.3.1 Senzitivita.....	- 38 -
2.3.2 Stimulace.....	- 39 -
2.4 Intrakardiální EKG (iEKG).....	- 40 -
2.4.1 Unipolární snímání iEKG.....	- 40 -
2.4.2 Bipolární snímání iEKG.	- 40 -
2.5 Analýza iEKG	- 42 -
3 Praktická část	- 45 -
3.1 Úvod.....	- 45 -
3.2 Generátor intrakardiálního EKG impulsu	- 46 -
3.3 Astabilní klopný obvod (generátor šumu).....	- 51 -
3.4 Sestavení obvodu.....	- 52 -

3.5	Rozbor testovaných kardiostimulátorů.....	- 53 -
3.6	Testování prahu citlivosti	- 55 -
3.7	Testování detektorů při pevně nastavené citlivosti	- 62 -
Závěr	- 64 -
Použitá literatura	- 65 -

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
C	F	Elektrická kapacita
f	Hz	Frekvence
I	A	Proud
R	Ω	Elektrický odpor
t	s	Čas
U	V	Napětí

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
AFD	Adaptivní Fourierová dekompozice
CON	Control
DIS	Discharge
EF	Elektrofyzilogie
EKG	Elektrokardiogram
FB	Filtrační banky
GND	Uzemnění
iEKG	Intrakardiální elektrokardiogram
OUT	Výstup
RES	Restart
SVR	Supraventrikulární rytmus
TRE	Práh
TRIG	Trigger
VCC	Napájení
VF	Ventrikulární fibrilace
VR	Ventrikulární rytmus

Seznam ilustrací

Obrázek 1.1:	Součásti algoritmu pro zpracování EKG signálu.....	- 15 -
Obrázek 1.2:	Algoritmus k detekci srdečních tepů.....	- 16 -
Obrázek 1.3:	Matice vzorků.	- 24 -
Obrázek 1.4:	Změny QRS komplexu v EKG a iEKG (unipolární).	- 26 -
Obrázek 1.5:	Schéma struktury algoritmu.	- 28 -
Obrázek 1.6:	Výstupní impuls z kardiostimulátoru v porovnání s EKG křivkou.	- 32 -
Obrázek 1.7:	Klasický postup při testování senzitivity kardiostimulátoru.....	- 33 -
Obrázek 2.2:	Efekt filtrace na iEKG. Upraveno podle[10].	- 41 -
Obrázek 2.3:	Umístění snímacích elektrod uvnitř srdce a jejich snímání iEKG.....	- 42 -
Obrázek 2.4:	Klasický formát iEKG. Upraveno podle [10].	- 43 -
Obrázek 3.2:	Zapojení časovačů s výstupy[12].....	- 46 -
Obrázek 3.3:	Zapojení symetrizátoru s vyvedenou nulou [13].	- 47 -
Obrázek 3.4:	Operační zesilovač zapojený jako integrátor.	- 48 -
Obrázek 3.5:	Závěrečné zeslabení signálu.	- 49 -
Obrázek 3.6:	Zapojení časovače 555 v astabilním režimu [14].	- 51 -
Obrázek 3.7:	Blokové schéma s výstupy z jednotlivých bloků.....	- 52 -
Obrázek 3.8:	Externí kardiostimulátor EPG 10b od firmy Mediatrade [15].	- 53 -
Obrázek 3.9:	Externí kardiostimulátor EDP 20/A od firmy Biotronik [16].	- 53 -
Obrázek 3.10:	Externí kardiostimulátor PACE 101 od firmy Osypka Cardiotronic [17]. -	- 54 -

Seznam grafů

Graf 1.1:	QRS detekční algoritmus.....	- 18 -
Graf 1.2:	QRS detekční algoritmus při analýze silně zašuměného signálu.	- 19 -
Graf 1.3:	Vlny na povrchovém a intrakardiálním EKG.....	- 21 -
Graf 1.4:	Obálka signálu iEKG.....	- 22 -
Graf 1.5:	Originální signál (vlevo), signál po robustní derivaci (vpravo).	- 24 -
Graf 1.6:	Derivace signálu, aproximace, sinusová data, síňová fibrilace.....	- 25 -
Graf 1.7:	Typické spektrum QRS komplexu lidského EKG.....	- 27 -
Graf 1.8:	Komponenty dekompozice obsahující vlnu R na příkladu EKG signálu.	- 29 -
Graf 1.9:	Umístění vlny R k vypočtení množství R špiček.	- 30 -
Graf 1.10:	Detekce R špiček z klinických EKG dat při různých úrovních šumu.....	- 31 -
Graf 1.11:	1μs impuls generovaný signálovým generátorem.....	- 33 -
Graf 1.12:	Obrazovka osciloskopu zobrazující oba signály, EKG i generovaný impuls. -	- 34 -
Graf 2.1:	Ideální a reálný stimulační impuls.....	- 36 -
Graf 2.2:	Stimulační impulsy, viditelné v EKG záznamu z druhého svodu [8].	- 36 -
Graf 2.3:	Nedostatečná citlivost snímání [9].	- 38 -
Graf 2.4:	Nadměrná citlivost kardiostimulátoru [9].	- 39 -
Graf 2.5:	Nízký proud stimulačního impulsu [8].....	- 39 -
Graf 3.1:	Výstupy z časovačů.....	- 47 -
Graf 3.2:	Výstupy ze symetrizátoru.....	- 48 -

Graf 3.3:	Výstup z integrátoru.	- 49 -
Graf 3.4:	Výstup z operačního zesilovače.	- 50 -
Graf 3.5:	Výstup z časovače 555 (pin 3).	- 51 -
Graf 3.6:	Průběh ze simulátoru iEKG při inhibovaném kardiostimulátoru.	- 55 -
Graf 3.7:	Průběh ze simulátoru iEKG při fixním režimu V00.	- 56 -
Graf 3.8:	Závislost citlivosti na frekvenci u kardiostimulátoru EPG 10b.	- 57 -
Graf 3.9:	Závislost citlivosti na frekvenci u kardiostimulátoru EDP 20/A.	- 58 -
Graf 3.10:	Závislost citlivosti na frekvenci u kardiostimulátoru Pace 101.	- 59 -
Graf 3.11:	Signál po aplikaci šumu 50 Hz.	- 60 -
Graf 3.12:	Signál po aplikaci šumu 60 Hz.	- 61 -
Graf 3.13:	Signál po aplikaci šumu 400 Hz.	- 61 -
Graf 3.14:	Závislost citlivosti kardiostimulátoru na úrovni frekvence šumu.	- 62 -
Graf 3.15:	Závislost citlivosti kardiostimulátoru na úrovni frekvence šumu.	- 63 -

Seznam tabulek

Tabulka 1.1:	Zaznamenání srdečních tepů, při testování filtr banky.	- 17 -
Tabulka 1.2:	Shrnutí testování algoritmu QRS detekce.	- 20 -
Tabulka 1.3:	Větvení algoritmu při detekci vln z iEKG.	- 23 -
Tabulka 1.4:	Výsledky všech vln z iEKG.	- 23 -
Tabulka 1.5:	Výsledky vln po filtraci.	- 23 -
Tabulka 1.6:	Výsledky 200 QRS komplexů z EKG pacientů.	- 28 -
Tabulka 2.1:	Popis jednotlivých intraelektrokardiogramů.	- 43 -
Tabulka 3.1:	Srovnání funkcí kardiostimulátorů.	- 54 -
Tabulka 3.2:	Porovnání senzitivit pro inhibovanou činnost.	- 60 -

Úvod

Srdeční kardiostimulace je nejčastější metodou léčby bradyarytmie ať už je pacient vyléčen, nebo dostane implantabilní kardiostimulátor. Každý kardiostimulátor musí obsahovat detektor intrakardiálního EKG, aby dokázal rozpoznat zda dodat do srdce pacienta uměle vytvořený stimulační impuls nebo ne. Takovýto detektor srovnává reálné intrakardiální EKG s normou stanoveným signálem uměle generovaným uvnitř kardiostimulátoru. V této práci, se věnuji rozboru této problematiky, popisu intrakardiálního EKG, typům kardiostimulátoru a jejich nastavení. V rešerši rozebírám typy algoritmů, pro snímání intrakardiálního i povrchového EKG, abych lépe pochopil principy detekce.

V praktické části se věnuji návrhu a sestavením simulátoru intrakardiálního EKG, pro testování kardiostimulátoru s analogovou detekcí a kardiostimulátoru s detekcí digitální. Následně do signálu ze simulátoru, připojím generátor šumu s nastavitelnou hodnotou frekvence s předpokladem, že digitální detektor s kvalitnějším zpracováním signálu bude snímat v celém rozsahu frekvence šumu, kdežto analogový od určité hranice snímat přestane a začne sám stimulovat. Což je nebezpečné z hlediska narušení rytmu srdce pacienta, ke kterému je kardiostimulátor připojen.

1 Rešerše

1.1 Úvod a východiska rešerše

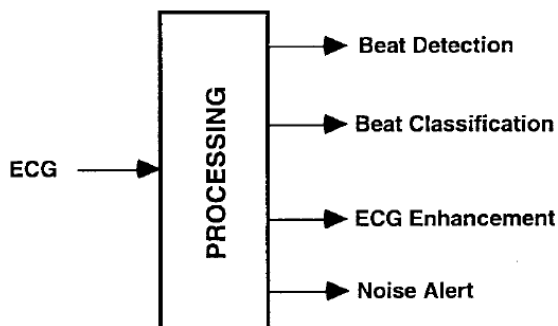
Z hlediska porovnání funkce těchto dvou typů iEKG je rešerše méně důležitou součástí, než u témat jiných, ale právě pomocí témat, kterých jsem se okrajově dotkl při výběru relevantních článků, jsem pochopil princip práce detektorů intrakardiálních EKG signálů. Rešerše je tedy určena především k nahlédnutí do problematiky konstrukce zařízení, umožňující snímat iEKG a pochopit základní součásti detektoru, zejména detektory QRS komplexů, které jsou nejdůležitější součástí. Chtěl bych dosáhnout kvalitně zpracovaného teoretického podkladu, ke zbytku mé práce. Bohužel ze všech vyhledaných záznamů nebylo možné najít žádný plně relevantní s názvem mé práce, a tudíž se nejedná o články, které by mi byli velikým vodítkem k dalším krokům.

1.2 Detekce pulzu z EKG pomocí filtračních bank

Originální název: ECG beat detection using filter banks. [1]

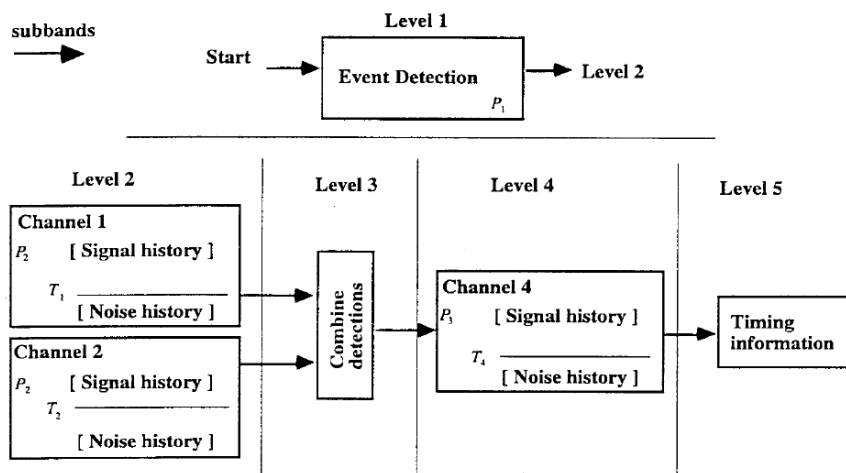
Anotace: Článek se věnuje algoritmu pro detekci srdečního tepu v EKG signálu. Algoritmus zahrnuje filtr banku (FB), která rozkládá signál EKG na subpásma. Celková detekce srdečních tepů má senzitivitu 95,59 %, oproti jiným databázím.

Úvod: Cílem zpracování signálu EKG je, aby splňoval všechny čtyři úlohy (detekci srdečních tepů, jejich klasifikaci, EKG obohacení a upozornění na šum) a to vše jedním algoritmem (filtrem).



Obrázek 1.1: *Součásti algoritmu pro zpracování EKG signálu.*

Metodika: Cílem algoritmu pro detekci srdečních akcí, je maximalizovat počet pozitivních výsledků, zatímco udržujeme počet falešně negativních a falešně pozitivních výsledků na minimu. A protože není možné docílit tohoto výsledku pomocí jednoho detektoru, používáme jich více a jejich výsledky spojujeme dohromady.

Obrázek 1.2: *Algoritmus k detekci srdečních tepů.*

První část: Určuje možné potenciální činnosti srdce detekcí z výstupu. Špička je detekována, pokud je ve výstupu inflexní bod. Takže tato část slouží jako detektor událostí.

Druhá část: Se skládá ze dvou detekčních procesů Chan1 a Chan2, které pracují nezávisle na sobě. Oba kanály zpracovávají stejný výstup z první části, ale mají jiné prahy. Signál se do této části dostane pouze pokud první část detekuje událost (špičku).

Třetí část: Spojuje oba výstupy z předchozí části podle rozhodovacích úrovní. Znamená to, že mohou nastat čtyři situace. Pokud oba kanály nezaznamenají špičku, úroveň tři vyhodnotí výsledek jako negativní. Pokud oba kanály zaznamenají špičku, úroveň tři vyhodnotí výsledek jako pozitivní. Pokud Chan1 nezaznamená špičku, ale Chan2 zaznamená, výsledek je pozitivní. Tato situace ale nemůže nastat, protože práh pro Chan1 je velmi malý a u Chan2 je ještě nižší. Pokud by se špička vyskytla v Chan2, je velmi pravděpodobné, že se vyskytla i v Chan1. Pokud Chan1 indikuje špičku a Chan2 špičku neindikuje, musí být provedeno srovnání detekčních sil obou kanálů.

Čtvrtá část: Pokud je ve třetí části pozitivní výsledek, je aktualizována historie snímání a potvrzena událost. Pokud je přiveden do čtvrté části negativní výsledek, je srovnána síla detekce s prahem a na základě výsledku se uvede výsledek jako pozitivní, nebo negativní.

Výsledky: Tabulka 1. ukazuje kolik falešně negativních a falešně pozitivních výsledků bylo zjištěno. Celková citlivost algoritmu je tedy 99,56 %. Analytické filtry a detektory špiček v bance filtrů přispívají ke snížení zpoždění detekce srdečních tepů o 266 ms.

Tabulka 1.1: *Zaznamenání srdečních tepů, při testování filtr banky.*

Tape No.	TP	FP	FN	Se (%)	+P (%)
100	1901	0	1	99.95	100.00
101	1523	2	0	100.00	99.87
102	1820	1	1	99.95	99.95
103	1728	0	1	99.94	100.00
104	1849	21	8	99.57	98.88
105	2139	53	16	99.26	97.58
106	1682	3	14	99.17	99.82
107	1783	8	1	99.94	99.55
108	1425	121	55	96.28	92.17
109	2088	3	11	99.48	99.86
111	1773	0	3	99.83	100.00
112	2111	6	0	100.00	99.72
113	1505	4	1	99.93	99.73
114	1601	3	3	99.81	99.81
115	1636	0	1	99.94	100.00
116	1994	3	23	98.86	99.85
117	1283	1	1	99.92	99.92
118	1916	17	0	100.00	99.12
119	1661	1	0	100.00	99.94
121	1557	5	3	99.81	99.68
122	2054	0	0	100.00	100.00
123	1269	0	0	100.00	100.00
124	1366	1	1	99.93	99.93
200	2165	17	3	99.86	99.22
201	1514	4	7	99.54	99.74
202	1864	3	7	99.63	99.84
203	2420	39	61	97.54	98.41
205	2196	0	5	99.77	100.00
207	1591	19	1	99.94	98.82
208	2394	8	43	98.24	99.67
209	2517	4	1	99.96	99.84
210	2155	3	49	97.78	99.86
212	2284	1	1	99.96	99.96
213	2695	0	5	99.81	100.00
214	1875	1	3	99.84	99.95
215	2792	0	3	99.89	100.00
217	1840	3	5	99.73	99.84
219	1773	0	0	100.00	100.00
220	1694	0	0	100.00	100.00
221	2015	0	5	99.75	100.00
222	2112	4	4	99.81	99.81
223	2186	2	13	99.41	99.91
228	1697	32	6	99.65	98.15
230	1859	2	0	100.00	99.89
231	1278	0	0	100.00	100.00
232	1485	10	0	100.00	99.33
233	2554	1	7	99.73	99.96
234	2290	0	1	99.96	100.00
TOTAL:	90909	406	374	99.59	99.56

Závěr: Detekce QRS komplexu pomocí filtračních bank je sice velice zajímavé téma s vysokým procentem úspěšných detekcí, ale protože je toto téma už několik let staré, tuto metodu analýzy vystřídal lepší a přesnější algoritmy. Článek jsem zahrnul do rešerše, protože je přínosem k teoretické části.

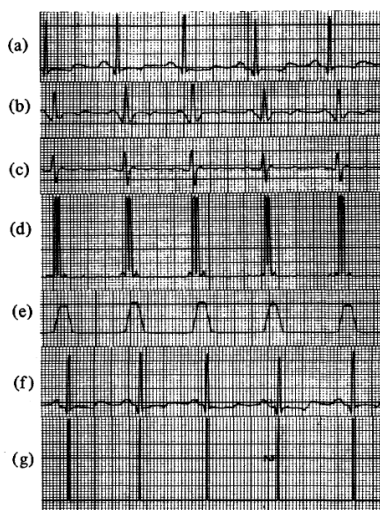
1.3 Algoritmus pro detekci QRS komplexu za běhu EKG snímání.

Originální název: A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. [2]

Anotace: Článek se zabývá algoritmem pro detekci QRS komplexů v EKG signálu. Algoritmus dokáže spolehlivě poznat QRS komplex na základě digitální analýzy amplitudy, sklonu a šířky impulsu. Součástí je speciální filtr (pásmová zadrž), který je schopen odstranit většinu typů rušení EKG signálu. Algoritmus automaticky upravuje prahové hodnoty a další parametry v závislosti na EKG změnách, QRS morfologie a srdeční frekvenci.

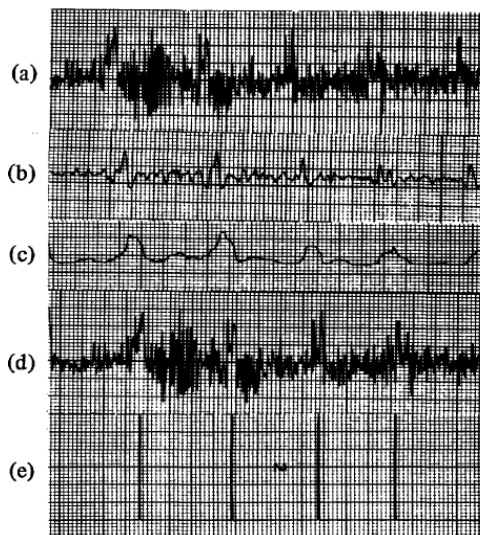
Úvod: Široce rozšířená metoda měření EKG pomocí Holtera vyžaduje následnou analýzu nahrávek, která zahrnuje detekci QRS komplexů. Takovéto zařízení vyžaduje velmi přesné zachycení QRS, tudíž detektor komplexů je součástí každého EKG zařízení. QRS detekce se používá nejen kvůli fyziologické variabilitě srdce každého jedince, ale také kvůli různým druhům artefaktů a šumu vyskytujícího se v signálu. Softwarová detekce se skládá z lineárního digitálního filtrování, nelineární transformace a rozhodovacího algoritmu. Sklon R vlny je nejčastěji využívaná hodnota k diagnostice QRS komplexu v mnoha QRS detektorech. Mnoho abnormálních komplexů je vynecháno při derivaci signálu, kvůli malým hodnotám sklonu. K přesnější analýze je třeba měřit více veličin signálu, jako amplituda, šířka a energie R vlny.

Metodika: QRS detektor byl realizován v mikroprocesoru využívajícího jazyk Z80 (Zilog). Zpracování signálu probíhá v pěti krocích. Zprv je pro odstranění šumu signál prohnán přes filtr složený z horní a dolní propusti. Dalším krokem po filtraci je derivace signálu, díky které získáme sklon R vlny. Následuje čtvercování, při kterém se zesílí sklon všech frekvencí z derivační fáze a tím se sníží možnost výskytu falešně pozitivních výsledků způsobených vlnou T. Následuje zpracování skrze integrátor pohyblivého okna, který získá ze signálu žádoucí informace (šířka QRS komplexu a hodnota sklonu).



Graf 1.1: *QRS detekční algoritmus. (a) Originální signál. (b) Výstup po filtraci. (c) Výstup po derivaci. (d) Výstup po čtvercování. (e) Výsledek integrátoru pohyblivého okna. (f) Originální EKG zpožděné časem zpracování. (g) Výstup po celkovém zpracování (pulzní pumpa).*

K detekci QRS komplexu jsou nastaveny dvě prahové úrovně. První hodnota nastavuje práh filtrace EKG a druhá upravuje signál generovaný integrátorem pohyblivého okna. Díky použití dvou prahových úrovní je možná zpětná kontrola, při dohledání neidentifikovaných tepů. Jakmile je QRS komplex potvrzen, nastává 200 sekundová refrakterní doba, po kterou nemůže být detekován další impuls.



Graf 1.2: *QRS detekční algoritmus při analýze silně zašuměného signálu. (a) Původní signál. (b) Signál po filtrování. (c) Výsledek integrátoru pohyblivého okna. (d) Originální signál zpožděný celkovým zpracováním. (e) Výstup pulzní pumpy.*

Výsledky: K testování algoritmu byla použita databáze arytmií, která se skládá z 48 půlhodinových EKG záznamů. Použitím QRS detektoru jeden z mikropočítačů vzorkoval a analyzoval 24 hodinovou databázi EKG signálu. Pokud byl detekován QRS komplex, zařízení zaznamenalo impuls.

Tabulka 1.2: *Shrnutí testování algoritmu QRS detekce.*

Tape (No.)	Total (No. Beats)	FP (Beats)	FN (Beats)	Failed Detection (Beats)	Failed Detection (%)
100	2273	0	0	0	0
101	1865	5	3	8	0.43
102	2187	0	0	0	0
103	2084	0	0	0	0
104	2230	1	0	1	0.04
105	2572	67	22	89	3.46
106	2027	5	2	7	0.05
107	2137	0	2	2	0.09
108	1763	199	22	221	12.54
109	2532	0	1	1	0.04
111	2124	1	0	1	0.05
112	2539	0	1	1	0.04
113	1795	0	0	0	0
114	1879	3	17	20	1.06
115	1953	0	0	0	0
116	2412	3	22	25	1.04
117	1535	1	1	2	0.13
118	2275	1	0	1	0.04
119	1987	1	0	1	0.05
121	1863	4	7	11	0.59
122	2476	1	1	2	0.08
123	1518	0	0	0	0
124	1619	0	0	0	0
200	2601	6	3	9	0.35
201	1963	0	10	10	0.51
202	2136	0	4	4	0.19
203	2982	53	30	83	2.78
205	2656	0	2	2	0.08
207	1862	4	4	8	0.43
208	2956	4	14	18	0.60
209	3004	3	0	3	0.10
210	2647	2	8	10	0.38
212	2748	0	0	0	0
213	3251	1	2	3	0.09
214	2262	2	4	6	0.26
215	3363	0	1	1	0.03
217	2208	4	6	10	0.45
219	2154	0	0	0	0
220	2048	0	0	0	0
221	2427	2	0	0	0.08
222	2484	101	81	182	7.33
223	2605	1	0	1	0.04
228	2053	25	5	30	1.46
230	2256	1	0	1	0.04
231	1886	0	0	0	0
232	1780	6	1	7	0.39
233	3079	0	1	1	0.03
234	2753	0	0	0	0
48 patients	116 137	507	277	784	0.675

Databáze obsahovala více než 116 000 tepů. Tabulka 2. interpretuje výsledky použitého algoritmu. Výsledkem bylo 507 falešně pozitivních tepů a 277 falešně negativních. Celkové selhání detekce bylo v 0,657 %. Problémy detekce byly z důvodu rušení signálu na kazetách z Holteru.

Závěr: Publikace od autorů J. Pana a Willis J. Tompkinse byla zahrnuta úmyslně, protože oba autoři se danou problematikou zabývají a vydali nejeden článek na toto téma. Také se mnoho článků, nejen ty prezentované opírají o jejich výzkumy.

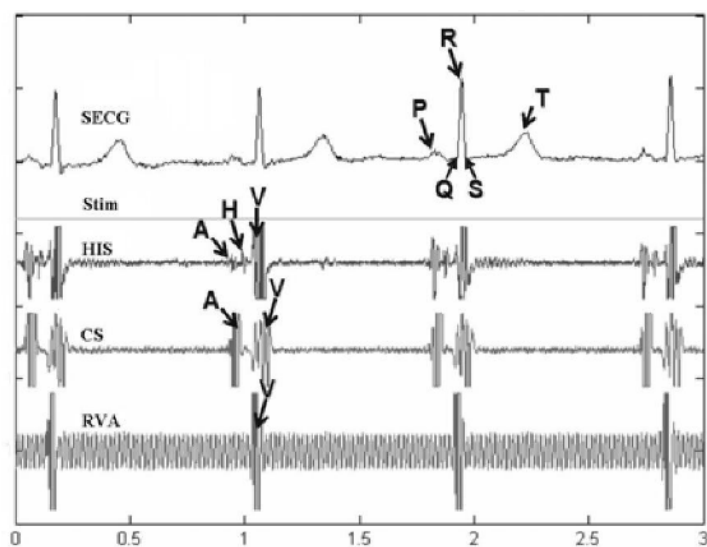
1.4 Automatická identifikace srdeční činnosti ve vícekanálovém iEKG.

Originální název: Automatic identification of cardiac activations in the multi-channel intracardiac. [3]

Anotace: Článek prezentuje nový algoritmus, který je schopen velmi přesně identifikovat vlny z intrakardiálního EKG (iEKG). Cílem této práce je dosažení automatické analýzy signálu během elektrofyziologického (EF) výkonu. Díky automatické analýze jsme schopni ušetřit čas lékařů. Efektivní, digitální zpracování umožní algoritmu docílit uspokojivé citlivosti.

Úvod: EF vyšetření je invazivní výkon, za účelem zjištění vlastností převodního systému srdečního a vyvolání a analyzování příčin arytmií. Více elektrodové katétry jsou zavedeny do srdečních komor, aby zaznamenaly iEKG, nebo stimulovaly konkrétní část srdce. V iEKG rozlišujeme vlny A (potenciál síně), V (komorový potenciál) a vlnu H (potenciál Hisova svazku). U většiny výkonů je nutné vlny rozpoznávat manuálně. Článek se zabývá algoritmem automatického identifikování vln iEKG.

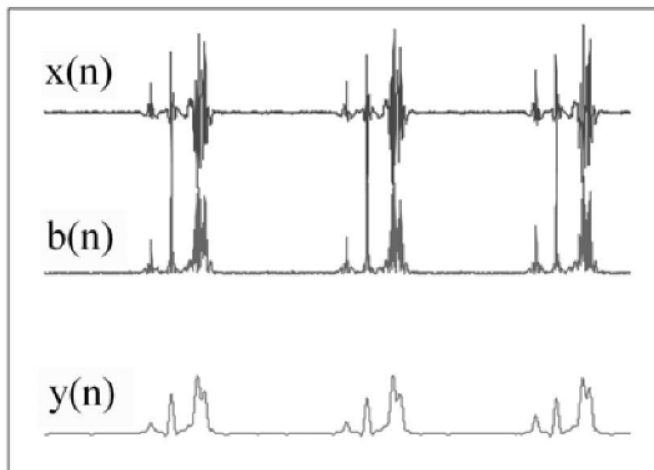
Metodika: Elektrofyziologické laboratoře jsou vybaveny radiografickým zařízením, nahrávacím a zobrazovacím systémem, stimátorem, medikamenty a vybavením potřebným pro kardiopulmonální resuscitaci. Typy signálů, které můžeme vidět na iEKG záznamu jsou: HIS (Hisův svazek), HRA (vrch pravé síně), CS (Sinus coronarius, široký žilní splav), RVA (hrot pravé komory). Důležité informace jsou získávány pomocí stimulací, stimátorem připojeným na začátek katétru, zavedeného do srdeční komory.



Graf 1.3: Vlny na povrchovém a intrakardiálním EKG.

Samotný algoritmus se dělí do tří částí. První částí je předzpracování signálu, následuje vysoce přesná detekce QRS pro nalezení počátků vln V v iEKG. Posledním krokem jsou v každém V-V intervalu zkontrolovány pozice a počty stimulačních impulzů. Toto vede k větvení algoritmu pro zjištění a nalezení jednotlivých vln A a H.

Předzpracování signálu z iEKG: Cíle této části jsou redukce rušení a výpočet obálek signálů pro zjednodušení detekcí důležitých vln. Křivka $x(n)$ zobrazuje signál filtrovaný pásmovou zadrží, $b(n)$ signál je výsledkem nelineární transformace a křivka $y(n)$ je signál filtrovaný dolní propustí.



Graf 1.4: Obálka signálu iEKG.

Detekce QRS komplexu: Prvním krokem identifikace vln v iEKG je nalezení intervalu V-V. Normálně je potenciál vlny V mnohem vyšší než potenciál ostatních vln v HIS signálu, občas se vlna V ale podobá vlně A, kvůli různým umístěním katétru. Proto je nutné použít vlnu Q z povrchového EKG jako referenční k vlně V.

Větvení algoritmu při identifikaci vln: Branch 1: V V-V intervalu se nenachází žádný stimulační impulz, katétry jsou umístěny v Hisovém svazku, HRA, CS, nebo RVA, abychom vyšetřili převodní systém srdeční. Branch 2: Předozadní stimulace se vyskytuje v V-V intervalu v HRA, nebo CS signálu. Tento postup vede k vyskytnutí vlny A. Branch 3: Dvě předozadní stimulace jsou přítomny v intervalu V-V během rychlého kontinuálního stimulování. Stejně jako ve druhé větvi, lze vypořizovat vlnu A, ovšem mezi stimulačními impulzy.

Tabulka 1.3: *Větvení algoritmu při detekci vln z iEKG.*

Branch	Number of pacing pulses in V-V interval	Diagnosis mode	HRA/CS existence
1	0	-	Yes
2	1	Antegrade	Yes
3	2	Antegrade	Yes
4	1	Retrograde	Yes
5	0	-	No

Závěr: Tabulka 4. zobrazuje výsledky všech vln, senzitivita detekce V, A a H vln byla 98,99 %, 97,31 % a 96,64 %. Druhá tabulka zobrazuje výsledky tentýž signálů, ale při odstranění rušení. Výsledky ukazují, že algoritmus je srovnatelný s manuální analýzou iEKG. Implementace tohoto postupu je schopna silně vylepšit efektivitu během EF vyšetření.

Tabulka 1.4: *Výsledky všech vln z iEKG.*

	Number of the annotation	Number of the detection	Sensitivity (%)
V wave	2483	2458	98.99
A wave	2708	2617	96.64
H wave	967	941	97.31

Tabulka 1.5: *Výsledky vln po filtraci.*

	Number of the annotation	Number of the detection	Sensitivity (%)
V wave	2479	2458	99.15
A wave	2689	2617	97.36
H wave	966	941	97.41

Stejně jako předchozí článek, se i tento zabývá rozpoznáním určitých částí iEKG signálu a přináší informace o tom, jak může fungovat digitální detektor iEKG..

1.5 Skupinový algoritmus pro vícekanálovou synchronizaci z iEKG.

Originální název: Grouped sparsity algorithm for multichannel intracardiac ECG synchronization. [4]

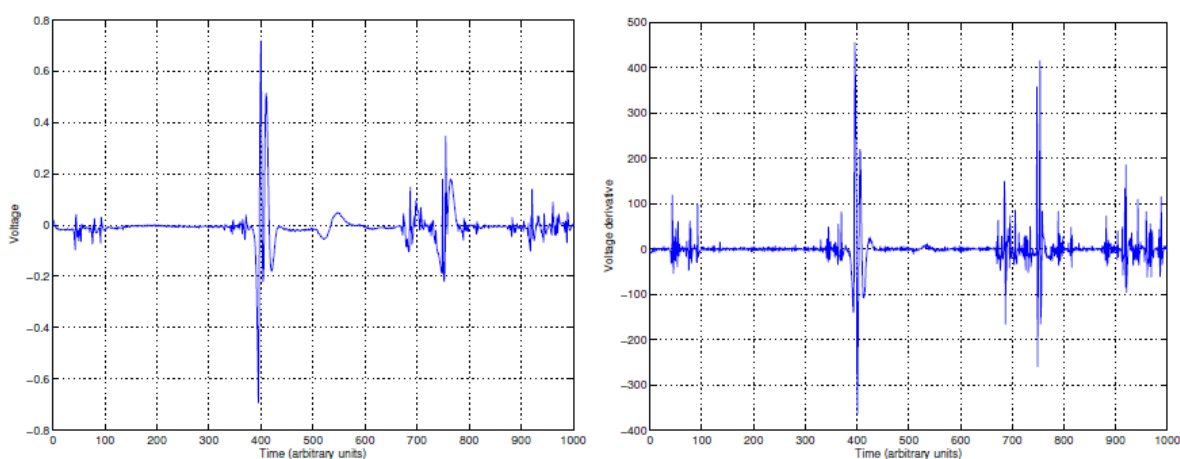
Úvod: Intrakardiální EKG se využívá především v implantabilních přístrojích, jako jsou defibrilátory, nebo kardiostimulátory, ale také během srdečních operací prováděných na pacientech. Při analýze signálů vícekanálového iEKG se analyzují postupně jednotlivé kanály, ale v tomto článku se věnují synchronizaci všech kanálů iEKG, což zmírňuje ztráty informací při zpracování a umožňuje analýzu pouze jednoho signálu.

Metodika: Při předpokladu, že pozorujeme vícekanálové signálové stopy z iEKG měření, můžeme tento diskretní signál modelovat maticí \mathbf{Y} o velikosti $N \times Q$, kde Q je počet kanálů (elektrod) a N představuje počet zaznamenaných bodů (vzorků).

$$\mathbf{Y} \triangleq \begin{bmatrix} y_1[0] & y_2[0] & \cdots & y_Q[0] \\ y_1[1] & y_2[1] & \cdots & y_Q[1] \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ y_1[N-1] & y_2[N-1] & \cdots & y_Q[N-1] \end{bmatrix}$$

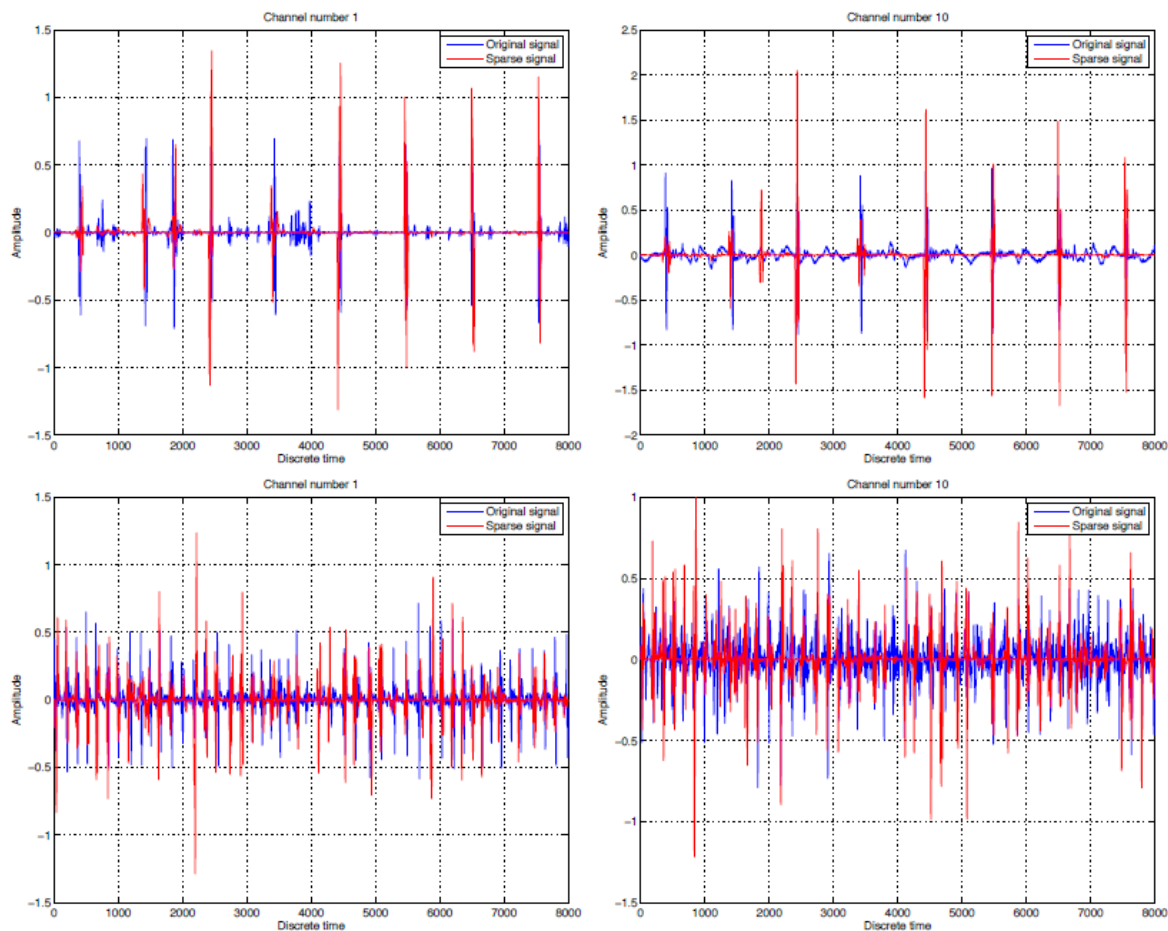
Obrázek 1.3: *Matice vzorků.*

Každý signál $y_q[n]$ se skládá z lokalizovaných pulzů, charakterizujících činnost srdce. Důležitou součástí je odstranění nulové izolinie způsobenou nepřesností elektrod, toho dosáhneme pomocí odhadu tzv. robustní derivace, která aproximuje signál a zredukuje šum. Dalším krokem je lokalizace pulzů a samotné finální zpracování. Je pravděpodobné, že žádný konkrétní pulz se nebude rovnat s jediným daným tvarem, ale bude kombinací tvarů, nalezených v časově přítomných úsecích.



Graf 1.5: *Originální signál (vlevo), signál po robustní derivaci (vpravo).*

Výsledky: Prezantovány jsou reálné výsledky získané z EKG dat. Signály patří pacientům se sínovou fibrilací a byly zaznamenány během operace.



Graf 1.6: *Derivace signálu (modrá), aproximace (červená), sinusová data (nahore), síňová fibrilace (dole).*

Z grafů můžeme vyčíst, že špičky EKG záznamů byly jednoduše detekovány a většina falešných signálů a rušení je odstraněno. Navíc synchronní rekonstrukce nám dovoluje detekci špiček na kanálech s nízkým SNR, což představuje velkou výhodu.

Závěr: Článek prezentoval účinnou metodu detekce EKG pulzů zároveň z vícekanálového iEKG. Předběžný odhad z derivace nám dovoluje odstranit většinu rušení a eliminovat falešné špičky. Výzkum, který se snaží synchronizovat všechny kanály a vytvořit jeden signál se nedotýká zadaného tématu ani okrajově, byl přidán za účelem seznámení se s možností seskupení více kanálů do jednoho a následné jednodušší analýze.

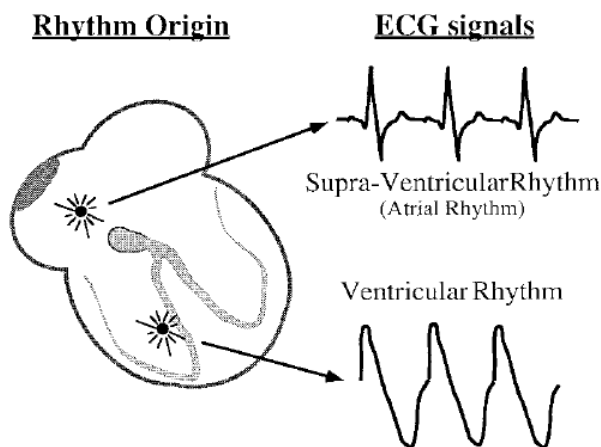
1.6 Rozdělení komorových tachyarytmií v reálném čase pomocí Fourierovy transformace a umělé neuronové sítě.

Originální název: Real-time discrimination of ventricular tachyarrhythmia with Fourier-transform neural network. [5]

Anotace: Autoři článku vyvinuli metodu rozlišení komorových arytmií ohrožujících pacienta na životě, pomocí analýzy QRS komplexu z EKG záznamu každého tepu srdce. Změny v QRS způsobené rytmem a dráhou vedení impulsu byly vypořovány po provedení Fourierovy transformace a výsledky se daly roztrdit do tří druhů rytmtů, ze kterých byla vytvořena umělá neuronová síť.

Úvod: Komorová fibrilace, flutter a komorová tachykardie způsobují závažná zhoršení homeostázy organismu. Pokud se nějaká z těchto arytmií objeví, přístroje jako AED, nebo implantabilní kardiostimulátor zajistí defibrilační výboj, nebo kardioverzi stimulačním impulzem celého myokardu. Při těchto zákrocích je nutné, aby byl přístroj schopen rozpoznat, o kterou vadu se jedná.

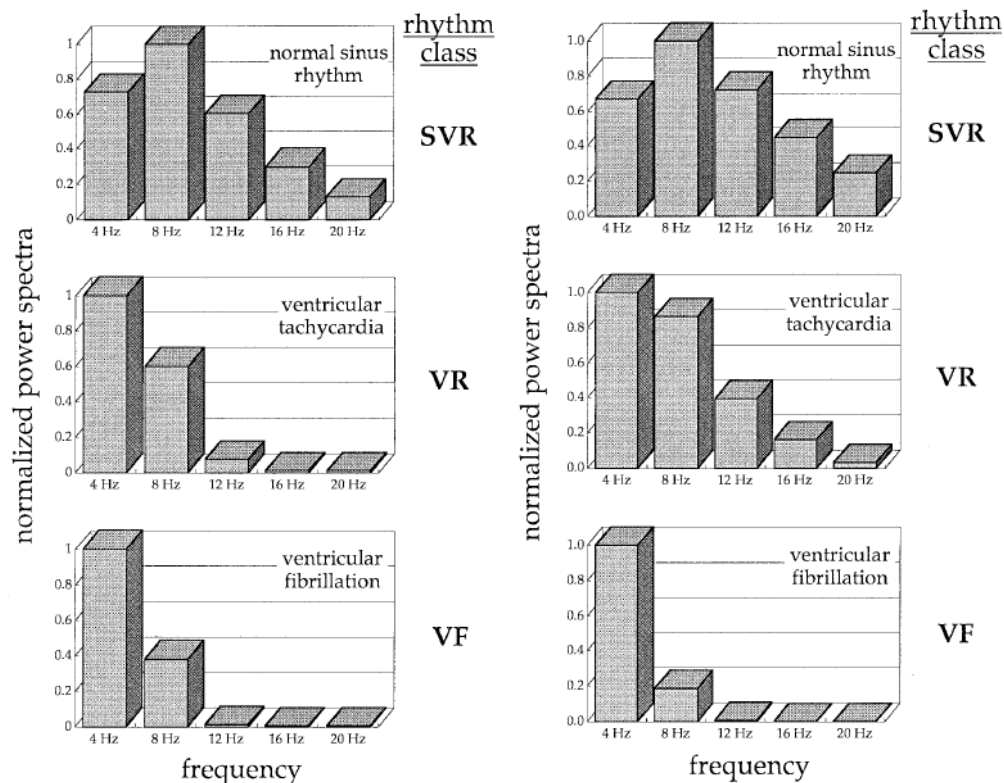
Metodika: Celý algoritmus se skládá ze tří fází. První fází je extrakce QRS komplexů z EKG, následující převod do Fourierova spektra a třetí fází je klasifikace spektra do tří skupin rytmtů: supraventrikulární rytmus (SVR), ventrikulární rytmus (VR) kde spadá komorová tachykardie a třetí skupinou je předčasná komorová kontrakce (PVK).



Obrázek 1.4: Změny QRS komplexu v EKG a iEKG (unipolární).

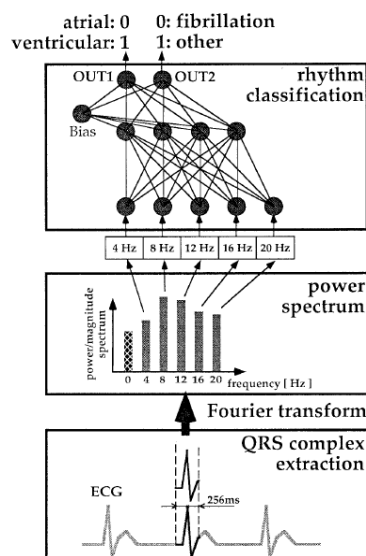
Extrakce QRS komplexů: Po převodu analogového signálu na digitální, každý QRS komplex je extrahován. R vlny jsou detekovány skrze jejich maximální hodnoty (špičky), skenováním lokálního maxima v absolutní hodnotě EKG a iEKG záznamu. Jakmile je maximum nalezeno, hledání pokračuje po dobu dalších 250 ms, jestli se nenalezne vyšší hodnota. Pokud algoritmus vyšší číslo nenajde, původní maximum je uznáno jako špička vlny R.

Výpočet energetického spektra: Každý QRS komplex je převeden Fourierovou transformací do energetického spektra.



Graf 1.7: Typické spektrum QRS komplexu lidského EKG.

Klasifikace rytmů: Umělá neuronová síť má pět vstupních buněk a dvě výstupní. Výstupní buňky škatulkují výše uvedené tři druhy rytmů. OUT1 odpovídá původu rytmu, zda se jedná o rytmus komorový, nebo supraventrikulární. OUT2 rozděluje ventrikulární fibrilaci od normálního komorového rytmu.



Obrázek 1.5: Schéma struktury algoritmu.

Výsledky: Tabulka 7. zobrazuje výsledky EKG pacientů. Na pravé straně tabulky je možné vyčíst, že senzitivita a specifika byly více než 90 %.

Tabulka 1.6: Výsledky 200 QRS komplexů z EKG pacientů.

class	output	mean	SD	three rhythms		atrial vs ventricular	
				sensitivity	specificity	sensitivity	specificity
SVR [0,1]	OUT1	0.00	0.06	0.99	0.98	0.99	0.98
	OUT2	1.00	0.01				
VR [1,1]	OUT1	0.97	0.20	0.80	0.96	0.98	0.99
	OUT2	0.84	0.31				
VF [1,0]	OUT1	1.00	0.01	0.92	0.92		
	OUT2	0.13	0.19				

Závěr: I přestože algoritmus zvládne klasifikovat arytmie do tří oblastí. Klinická medikace není stejná ani u jedné poruchy. I když komorová tachykardie a předčasná komorová kontrakce patří do stejné skupiny (komorové arytmie), jejich léčba je rozdílná. Popsaný algoritmus pracuje na základě faktu, že tvar QRS komplexu se mění podle původu a dráhy vedení vzruchu. Studie věnující se analýzou iEKG a následném škatulkování do oblastí různých poruch se problematiky lehce dotýká právě z konstrukčního hlediska, kdy autoři popisují konkrétní součásti EKG detektoru.

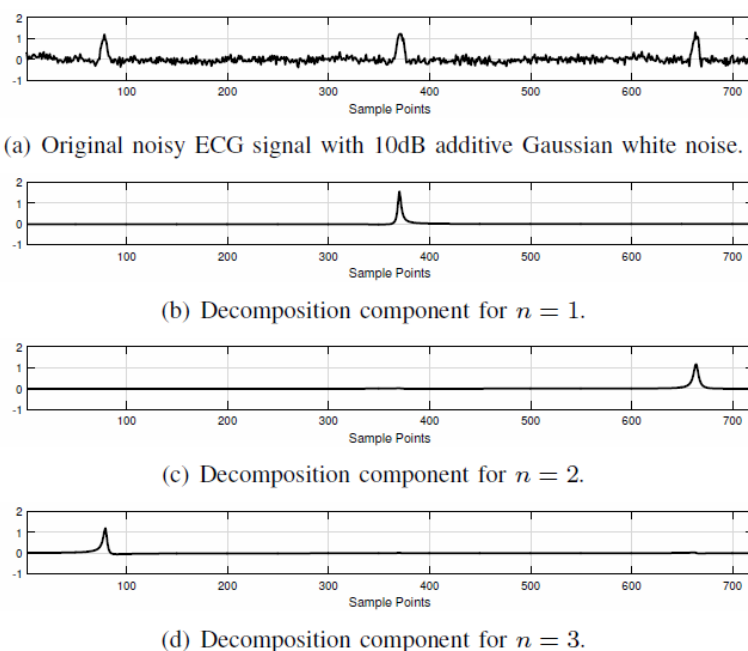
1.7 Detekce R špiček na základě rozboru signálu Fourierovou transformací pro signály s vysokým obsahem rušení a artefaktů.

Originální název: Adaptive Fourier decomposition based R-peak detection for noisy ECG Signals. [6]

Anotace: Adaptivní Fourierova dekompozice (AFD) na základě detekce R vln je metoda, používaná při analýze signálů, které mají vysoký podíl šumu. I přestože je QRS detekce popisována ve spoustě literatury, většina těchto metod vyžaduje vysokou kvalitu signálu. Metoda popisovaná v této studii dokáže odstranit šum a detekovat R špičky najednou.

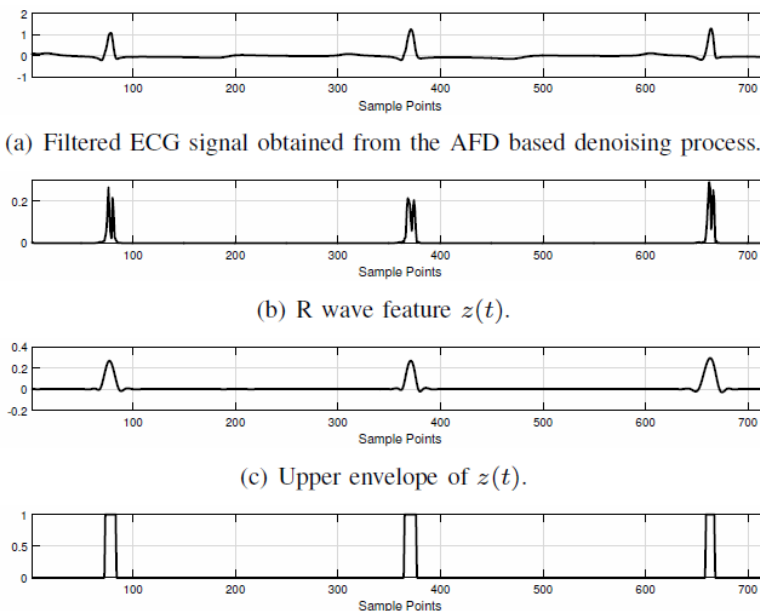
Úvod: Automatická detekce kritických komponent v EKG signálech je klíčová metoda při posouzení zdraví srdce pacienta. Detekce QRS je nejdůležitější součástí, protože poskytuje informace pro další detailní vyšetření. K tomu, abychom zlepšili kvalitu signálu, použili autoři metodu adaptivní Fourierovy dekompozice (AFD). Je to způsob, který roztáhne analyzovaný signál na sérii úseků, které obsahují pouze negativní deriváty. V každém úseku dekompozice, AFD přetváří části s vysokou energií na části s nízkou energií.

Metodika: Zpracování signálu na základě AFD: AFD metoda je aplikována kvůli získání klíčových parametrů rozložených součástí a k získání lokace umístění R špiček. Před aplikací AFD je nutné odstranit stejnosměrnou složku signálu, nejčastěji filtrací a celý signál promítnout do prostoru H_2 pomocí Hilbertovy transformace.



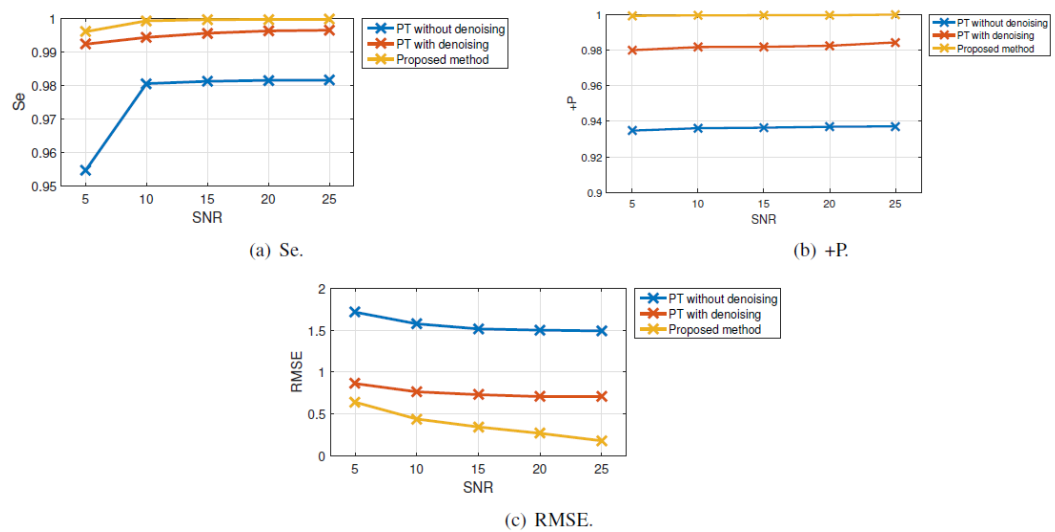
Graf 1.8: *Komponenty dekompozice obsahující vlnu R na příkladu EKG signálu.*

Detekce R špiček: Protože energie vln R je vyšší než zbytek útvarů EKG, vlna R je extrahována skrze AFD tak, že každá komponenta obsahuje jednu R špičku. Znamená to, že počet vln R je stejný jako počet dekompozičních útvarů z AFD. Amplituda R vln a její derivace by měla náhle vzrůstat. Této podmínky autoři využili a tyto dvě hodnoty mezi sebou vynásobili k dosažení vyšší přesnosti detekce. K lepšímu vykreslení špiček byla výsledné funkci vykreslena horní obálka.



Graf 1.9: Umístění vlny R k vypočtení množství R špiček.

Výsledky: Z grafu 1.9 můžeme vyčíst, že při růstu šumu, detekce klesá, ale AFD metoda dokáže úspěšnost detekce silně ovlivnit.



Graf 1.10: Detekce R špiček z klinických EKG dat při různých úrovních šumu. SNR (signal to noise ratio), +P (positive predictivity), RMSE (root mean square error).

Závěr: Detekce R špiček byla testována na klinických EKG záznamech z MIT-BIH databáze arytmií, pro různé úrovně šumu a porovnány s metodou detekce navrženou J. Panem a Willis J. Tompkinsem (PT) s a bez úpravy signálu. Výsledky ukázaly, že AFD je velice slibným nástrojem pro analýzu EKG signálu.

1.8 Generátor úzkých impulsů pro testování senzitivity kardiostimulátorů.

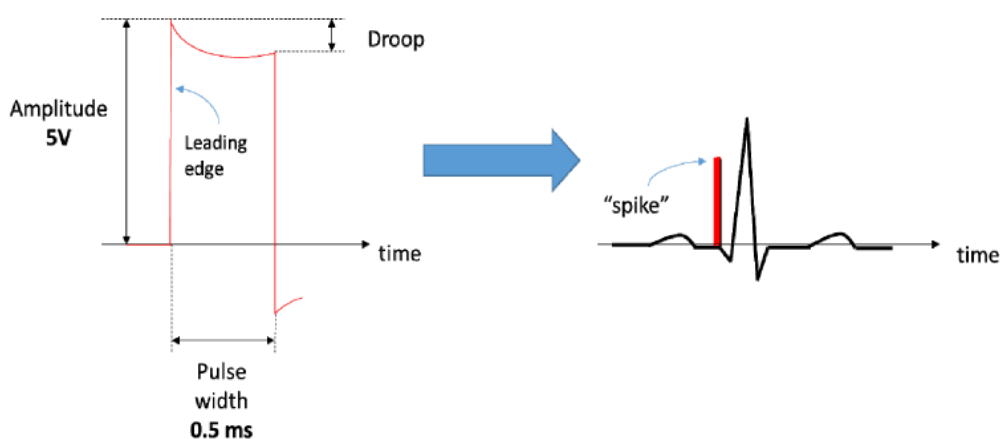
Originální název: Pacemaker Narrow Pulses Generation for Design and Sensitivity Test. [7]

Český překlad: Kardiostimulátor: Generátor úzkých pulsů pro testování senzitivity.

Anotace: Kardiostimulátor je malé zařízení, které pomáhá srdci bít pravidelně a kvalitně. Využívá malých elektrických impulsů, které ovládají jeho elektrickou činnost. Článek se zabývá generováním pulsů a testováním senzitivity kardiostimulátorů.

Úvod: V první řadě je potřeba generátor, který dokáže simulovat opravdový EKG signál. Tuto vlastnost dokážou s přehledem zvládnout nové generace generátorů funkcí, které signál dokážou tak zúžit, že signál měří 1 mikrosekundu své šířky. Stejně jako nové generace generátorů je potřeba kvalitně signál zobrazit na vícekanálovém osciloskopu, pro přesné určení výsledku testování.

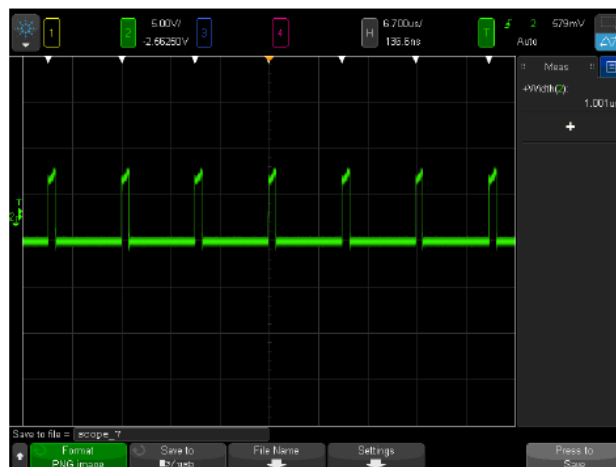
Metodika: Kardiostimulátor musí obsahovat volitelné parametry, jako jsou šířka a amplituda impulsu.



Obrázek 1.6: Výstupní impuls z kardiostimulátoru v porovnání s EKG křivkou.

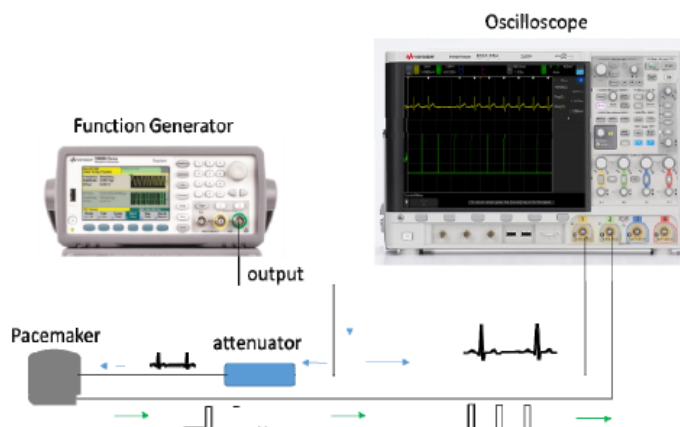
Generování signálu: Generátor funkcí je nejlepším řešením simulace úzkých impulsů. Starší generátory umožňovaly generovat obdélníkový signál s duty cyklem o velikosti 20 a 80 %.

Úzké impulsy: Kardiostimulátory vyžadují úzké impulsy pro testování. Toho je dosaženo použitím BURST módu v generátoru funkcí. Tento mód umožní uživateli konfiguraci výstupu signálu.



Graf 1.11: $1\mu\text{s}$ impuls generovaný signálovým generátorem.

Senzitivita kardiostimulátoru je definovaná jako minimální myokardiální potřebné napětí, které je možné detekovat jako p, nebo R vlnu v mV. Je potřebné tuto hodnotu znát, protože je-li citlivost příliš vysoká, může kardiostimulátor falešně zaznamenat jakékoliv náhodné kolísání elektrického signálu srdce a špatné stimulaci.



Obrázek 1.7: Klasický postup při testování senzitivity kardiostimulátoru.

Obrázek 1.7 popisuje postup testování kardiostimulátoru, kde tlumič (attenuator), měřícího řetězce je v dnešní době obsažen v generátoru. Takže samotný generátor je schopen dodávat stabilní signál.



Graf 1.12: *Obrazovka osciloskopu zobrazující oba signály, EKG i generovaný impuls.*

Výsledky: Keysight 33622A generátor funkcí je příkladem kvalitního generátoru k tvorbě signálu pro mnoho aplikací a je dobrým nástrojem ke generování pulsů k testování. Pro zobrazení byl použit dvoukanálový osciloskop, na kterém jsme byli schopni určit amplitudy pulsů s velkou přesností.

Závěr: Článek byl relevantní k zadanému tématu, protože podobný signál k testování analogového a digitálního kardiostimulátoru budu potřebovat, pouze s tím rozdílem, že zde se jednalo o povrchové EKG. Také popisuje jak užitečné je použití nové technologie při generování a analýzy vstupů a výstupů signálů.

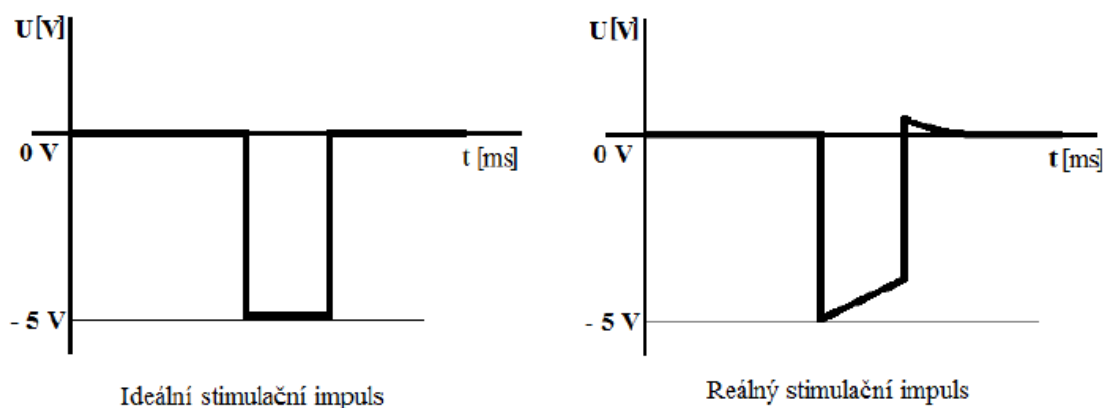
1.9 Závěr rešerše

Rešerše přinesla nezbytné informace o fungování iEKG detektoru a jeho součástí. Dále přinesla informace o několika metodách detekce QRS (nových i starých) a analýze EKG signálu, tak aby doktor, nebo technik měl co nejmenší práci s rozbořením křivky. Z některých informací, zejména z uvedených metod detekce, jsem schopen si udělat obrázek o tom, jak detektor pracuje a jaké součásti musí obsahovat aby jeho detekce byla co nejpřesnější. V teoretické části je možné některé informace o intrakardiálních přístrojích dokonce i využít v můj prospěch. Také z vyhledaných článků lze vyvodit závěr, že vývoj detektorů pro EKG se vyvíjí zejména směrem digitální techniky pravděpodobně, bude postupně analogovou techniku nahrazovat. Tedy, čím starší článek, tím vyšší pravděpodobnost že se bude týkat analogového detektoru a výsledky nebudou tak přesné jako článek o detektoru digitálním.

2 Teoretická část

2.1 Kardiostimulace

Kardiostimulace je metoda, při které se stimuluje srdeční svalovina elektrickými impulzy, k dosažení normální a periodické frekvence srdečního rytmu. Kardiostimulátor je zařízení, primárně určené ke kompenzaci abnormalit převodního systému srdečního. Amplituda generovaného stimulačního impulsu se pohybuje v rozmezí 0,5 až 15 V po dobu 0,02 ms, až 1 ms. Ideální stimulační impuls je obdélníkového tvaru, ale tento dokonalý obdélník generovat nelze, ve skutečnosti se generovaný impuls obdélníkovému impulsu podobá.



Graf 2.1: *Ideální a reálný stimulační impuls.*

Při kardiostimulaci se stimuluje srdeční svalovina krátkými elektrickými impulzy, které jsou na grafu viditelné jako ostré výchylky. Každý kardiostimulátor má dvě základní funkce: první funkcí je měření srdeční aktivity pacienta, intrakardiálního EKG (neboli sensing) a druhou funkcí je generování elektrického impulsu, který putuje z přístroje do myokardu pacienta (pacing).



Graf 2.2: *Stimulační impulsy, viditelné v EKG záznamu z druhého svodu [8].*

2.2 Typy Kardioestimulátorů

2.2.1 Krátkodobá kardiostimulace

Při krátkodobé kardiostimulaci, se očekává, že jsme schopni odstranit abnormalitu převodního systému srdečního v co nejkratším čase. Elektrody jsou vyvedeny do generátoru, který je umístěn mimo tělo pacienta. Pro krátkodobou stimulaci se využívají externí kardiostimulátory.

2.2.2 Permanentní kardiostimulace

Při kardiostimulaci trvalé je generátor implantován do těla pacienta (pod kůži na hrudníku). Všechny moderní kardiostimulátory jsou schopny snímat intrakardiální EKG a jsou zvenčí programovatelné. Pro tento typ kardiostimulace se využívají implantabilní kardiostimulátory, které se vyrábějí s analogovou detekcí.

2.2.3 Asynchronní kardiostimulace

Pokud kardiostimulátor stimuluje pouze pravou komoru a pravá síň tepe vlastním rytmem, mluvíme o kardiostimulaci asynchronní. Tohoto principu se využívá u kardiostimulace neřízené, protože tyto typy kardiostimulátorů mají pevně stanovenou opakovací frekvenci, která stimuluje pouze komory.

2.2.4 Synchronní kardiostimulace

Synchronní stimulace probíhá, pokud síně i komory bijí se stejnou frekvencí (stejným rytmem). Mezi kontrakcí síně a komory je za normálních okolností pauza, která se udává jako P-Q interval. Pokud probíhá synchronní kardiostimulace, tento interval je zachován jako za fyziologických.

2.3 Nastavení kardiostimulátoru

Při nastavování kardiostimulátoru je nutné najít dvě nejdůležitější hranice, pro nastavení hodnot stimulačního impulsu, jsou to práh stimulace a práh senzitivity. Při špatném nastavení těchto hodnot a následném nastavení senzitivity a stimulace na generátoru bude kardiostimulátor špatně stimulovat.

2.3.1 Senzitivita

Senzitivita je oblast, ve které je kardiostimulátor schopen snímat elektrické impulsy srdce. Nastavuje se v mV. Pokud se senzitivita nastaví na nízkou úroveň, může se stát, že bude nedostatečná a kardiostimulátor selže při detekci spontánní depolarizace snímané části, což vede k asynchronní stimulaci. V EKG se sice objeví stimulační impulzy, ale jejich výskyt nebude nijak spojen s přítomnými P, nebo QRS vlnami. Pokud se naopak senzitivita nastaví na úroveň příliš vysokou, je riziko, že citlivost bude nadměrná a kardiostimulátor zaznamená elektrický signál, na který by za normálních okolností neměl přístroj vůbec reagovat. Kardiostimulátor může takto zareagovat například na vlnu T, nebo jiné signály s vysokou amplitudou jako jsou myopotenciály.



Graf 2.3: *Nedostatečná citlivost snímání [9].*

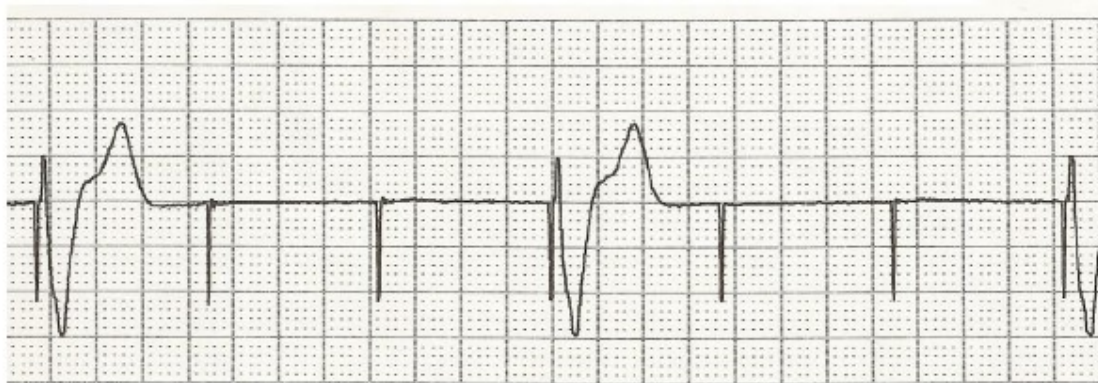
Povrchový elektrokardiogram v obrázku 1.22 ukazuje sinusový rytmus se síňo-komorovou blokádou prvního stupně a blokádu dalších větví z pacienta s kardiostimulátorem. Komorové stimulační impulzy jsou viditelné, ale nejen že neaktivizují myokard, ale také vykazují přítomnou nízkou citlivost. Příkladem je nepřesný stimul hned po třetím QRS komplexu.

Graf 2.4: *Nadměrná citlivost kardiostimulátoru [9].*

Povrchové EKG na obrázku 1.23 zobrazuje sinusový rytmus s komorovou stimulací. Po třetí sinusové P vlně je absence špičky stimulace, což odpovídá vysoké citlivosti kardiostimulátoru s nepřesnou inhibicí stimulace a asystolické pauze u pacienta, jehož život je závislý na správné funkci kardiostimulátoru.

2.3.2 Stimulace

Stimulace je depolarizace srdečního svalu pomocí elektrické energie. Při stimulaci (pacing) je důležité nalézt hranici stimulace, což je minimum energie, která je potřeba ke kontinuálnímu stimulování srdce v mA. Na externím kardiostimulátoru se nastavuje jako dvojnásobek určené hranice. Práh stimulace lze určit nastavováním proudu od nejnižší hodnoty (1 mA) a sledováním záznamu EKG pacienta, dokud nezačne srdce na stimulaci reagovat. Pokud je hranice stimulace určena špatně, může dojít ke stimulaci, která nevyvolá stah myokardu, takže i když na EKG bude stimulační impuls viditelný, není na něj vyvolána žádná odpověď. Tomuto problému se lze vyhnout nastavením stimulačního impulsu, jako dvojnásobek stimulačního prahu, čímž se zajistí stimulace.

Graf 2.5: *Nízký proud stimulačního impulsu [8].*

2.4 Intrakardiální EKG (iEKG)

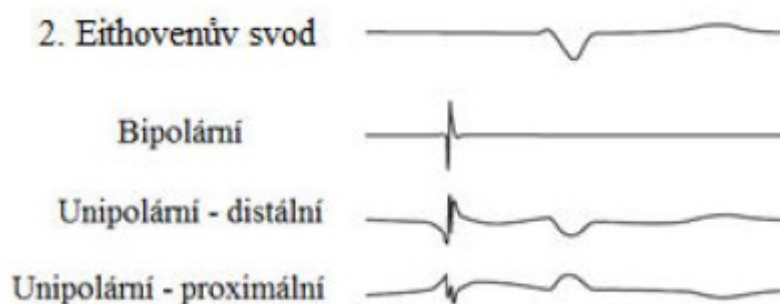
Intrakardiální EKG je záznam srdeční elektrické aktivity, pomocí katétrů, které jsou zavedeny přímo do srdce pacienta. K naměření iEKG se nejdříve musí do srdce dostat vodič s elektrodou a snímačem na konci. Do srdce se lze dostat žilním přístupem přes horní nebo dolní dutou žílu elektrofyziologickými katétry. Jakmile jsou katétry umístěny, mohou být použity ke snímání elektrické aktivity srdce. Pro záznam elektrického signálu ze srdce se využívá unipolární, nebo bipolární metody.

2.4.1 Unipolární snímání iEKG.

Při unipolárním snímání je jedna elektroda v přímém kontaktu s myokardem a druhá (referenční) je mimo srdce pacienta, nejčastější referenční elektrodou je Wilsonova centrální svorka. Protože při unipolárním snímání jsou od sebe katoda a anoda poměrně daleko vzdáleny, srdeční aktivita není kvalitně viditelná a dobře čitelná.

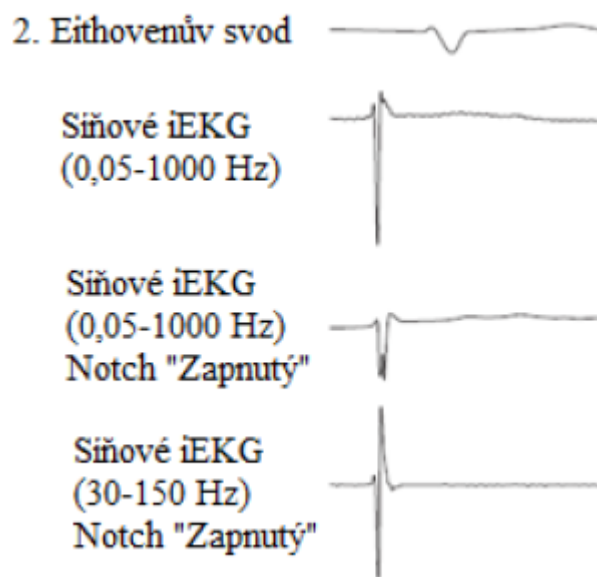
2.4.2 Bipolární snímání iEKG.

Bipolární metoda snímání je mnohem více využívaná, protože díky umístění katody a anody v srdci je ve výsledku elektrokardiogram mnohem lépe čitelnější.



Obrázek 2.1: Rozdíl mezi bipolárním a unipolárním snímáním iEKG. Upraveno podle [10].

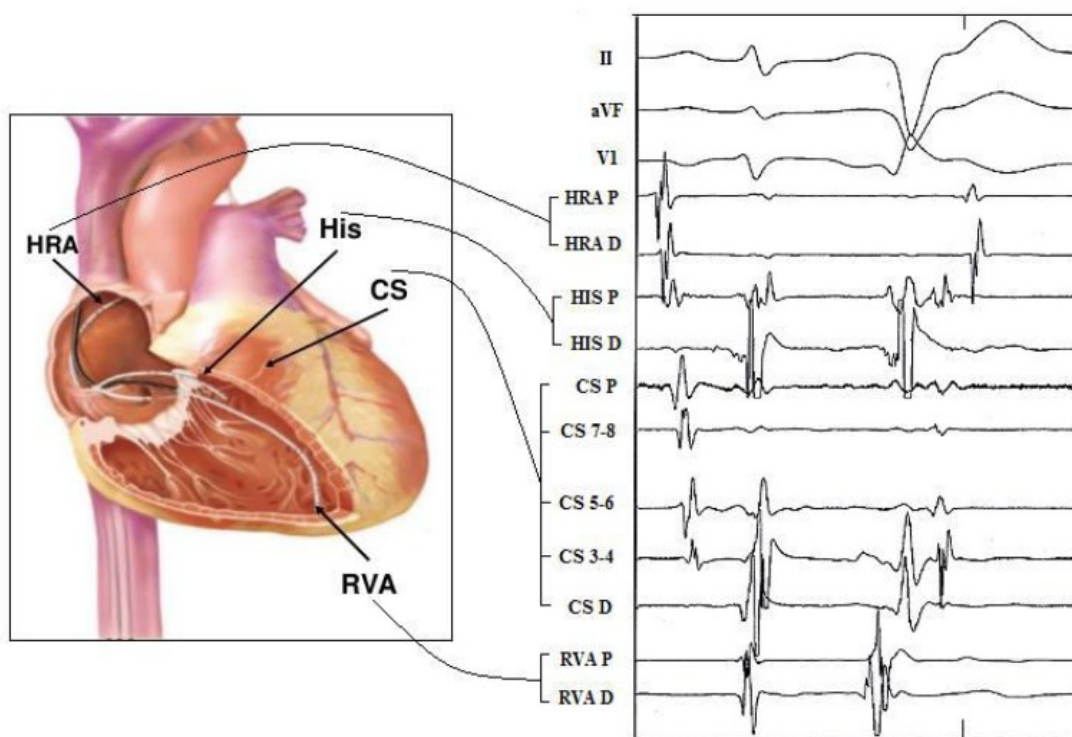
Katétry se přes spojku připojují k zesilovači, odkud je signál zobrazen na záznamovém zařízení. Kromě zesílení probíhá také filtrace signálu pomocí notch filtru, horní a dolní propusti.



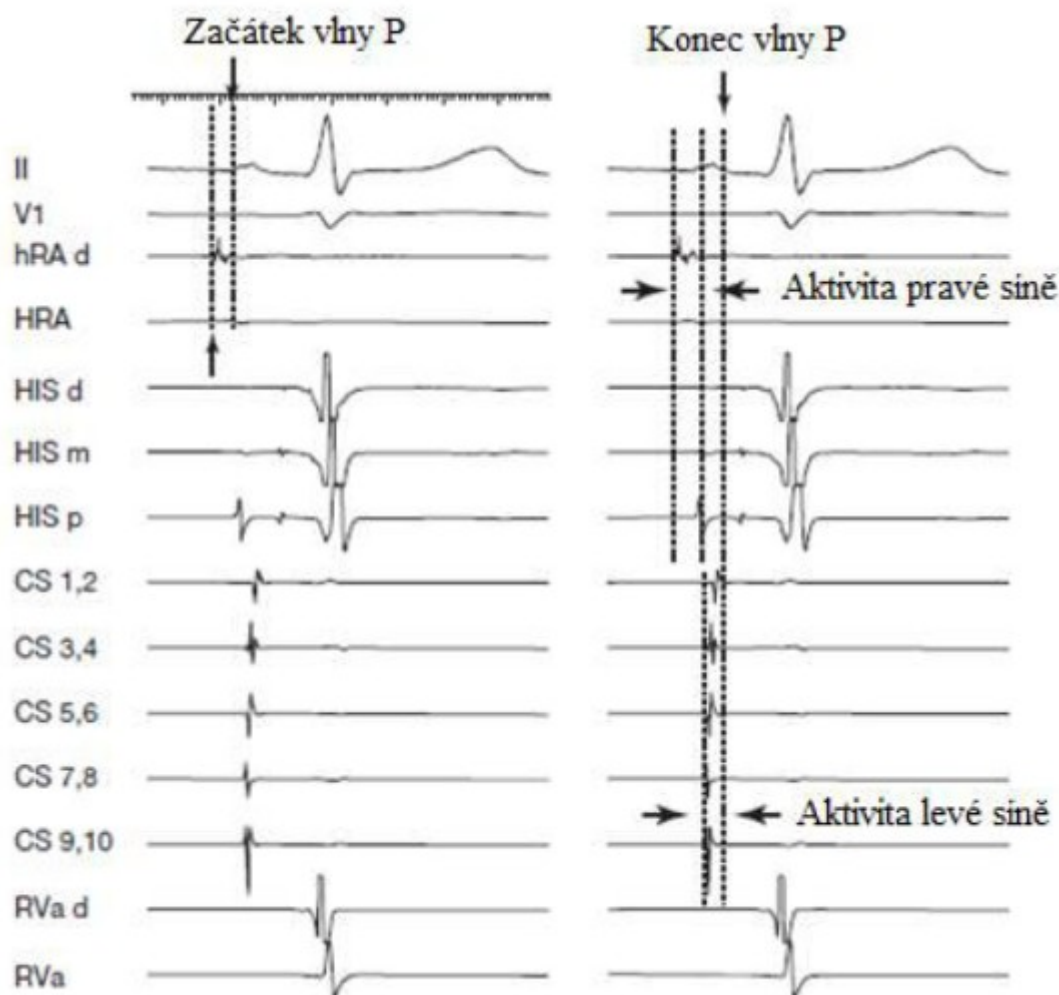
Obrázek 2.2: *Efekt filtrace na iEKG. Upraveno podle[10].*

2.5 Analýza iEKG

Analýza intrakardiálního EKG je mnohem složitější, než analýza povrchového EKG. Při analýze je důležité uvědomit si, že neexistuje žádný standardní formát, jako při povrchovém EKG. Každý elektrofyziolog si volí svůj formát (tedy které konkrétní svody bude mít na iEKG), podle svých preferencí. Každý katétr má své označení, podle místa v srdci. K intrakardiálnímu elektrokardiogramu se přidávají vždy dva až tři svody z povrchového EKG pro snadnější analýzu.



Obrázek 2.3: Umístění snímacích elektrod uvnitř srdce a jejich snímání iEKG. Upraveno podle [10].



Obrázek 2.4: Klasický formát iEKG. Upraveno podle [10].

Tabulka 2.1: Popis jednotlivých intraelektrokardiogramů.

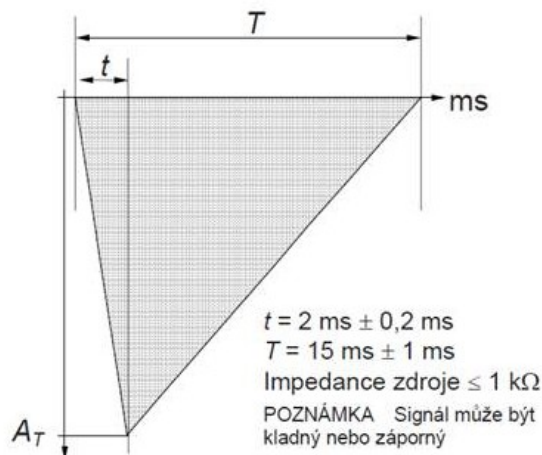
Význam zkratk v iEKG		
II		druhý svod EKG
V1		první Wilsonův svod
hRA d	high right atrium distal	horní část pravé síně
HRA	high right atrium	horní část pravé síně
HIS d	His bundle strading distal	oblast Hisova svazku
HIS m	His bundle strading middle	oblast Hisova svazku
HIS p	His bundle strading proximal	oblast Hisova svazku
CS 1,2 - 9,10	Coronary Sinus catether	oblast koronárního sínu
RVa d	right ventricular apex distal	hrot pravé komory
RVa	right ventricular apex	hrot pravé komory

Za fyziologických okolností je sinusový uzlík nejrychlejším pacemakerem (udavačem rytmu) srdce a určuje depolarizaci celého srdce. Protože je sinusový uzlík lokalizován v horní části pravé síně, první intraelektrokardiogramů (hRA d) ukazuje nejčastěji jeho projev elektrické aktivity. Bipolární signál sinusového uzlíku je zaznamenán dříve, než nastane vlna P v povrchovém EKG.

3 Praktická část

3.1 Úvod

K dosažení co nejpřesnějšího otestování kardiostimulátoru, byl navržen a sestaven generátor intrakardiálního EKG, který při pevně nastavené frekvenci, generuje trojúhelník, přesně definován normou ČSN EN 45502-2-1 o aktivních implantabilních zdravotnických prostředcích. Trojúhelník, generovaný takovýmto generátorem, se používá při ověření citlivosti detektoru, umístěného v kardiostimulátorech.

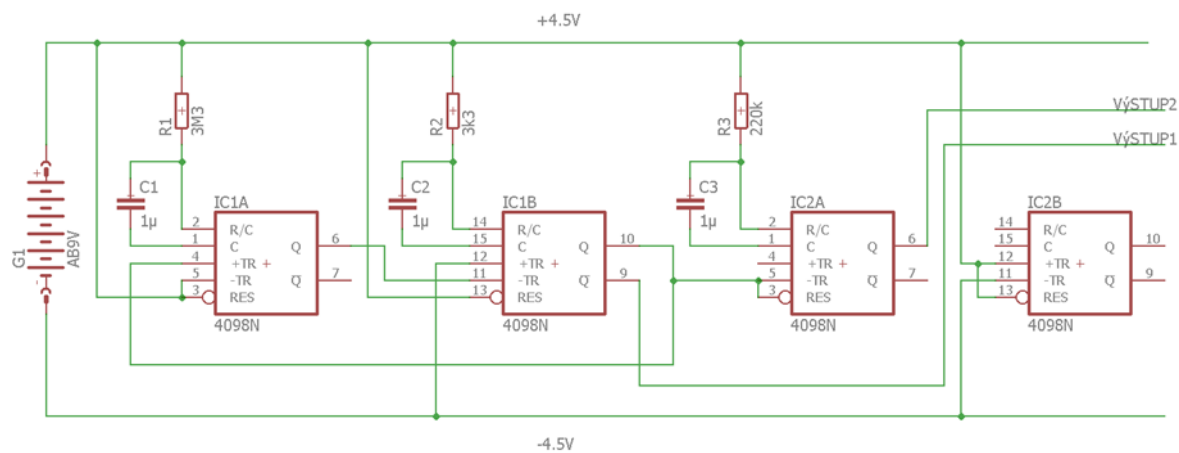


Obrázek 3.1: Průběh signálu signálního generátoru, použitého pro přesné určení citlivosti [11].

Aby mohl kardiostimulátor rozeznat, zda se jedná nebo nejedná o peak v EKG, musí být v zařízení implementován detektor. Detektor kardiostimulátoru snímá intrakardiální EKG kontinuálně a pokud zaznamená absenci srdeční elektrické aktivity, pošle informaci do části kardiostimulátoru, která vygeneruje elektrický impuls nahrazující práci srdce. V mé praktické části jsou pomocí generátoru intrakardiálního EKG otestovány postupně tři kardiostimulátory u kterých je graficky znázorněna jejich citlivost na generovaný signál. Následně je na generovaný signál aplikován šum, který negativně ovlivní detekci kardiostimulátorů.

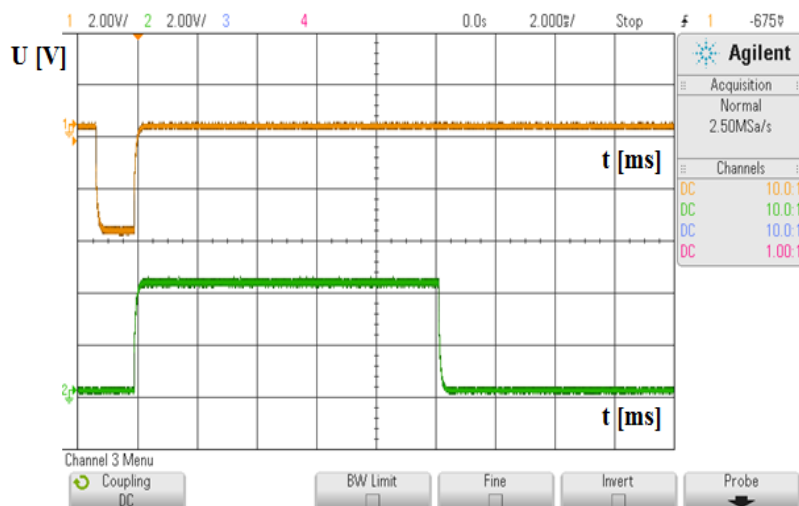
3.2 Generátor intrakardiálneho EKG impulsu

Pro přesné určení citlivosti kardiostimulátoru, bylo nutné sestavit generátor, který by každou vteřinu vygeneroval normou stanovený trojúhelníkový signál. Generátor, takového impulsu lze sestavit spojením tří časovačů zapojených v sekvenci za sebou. Byly použity timery CMOS 4098be, protože se skládají ze dvou časovačů, spouštění lze provést jak náběžnou tak sestupnou hranou signálu a výstup lze odebírat jak neinvertovaný tak invertovaný. Parametry pasivních prvků do zapojení s časovači byly zvoleny tak, aby se podobaly co nejpřesněji testovacímu signálu.



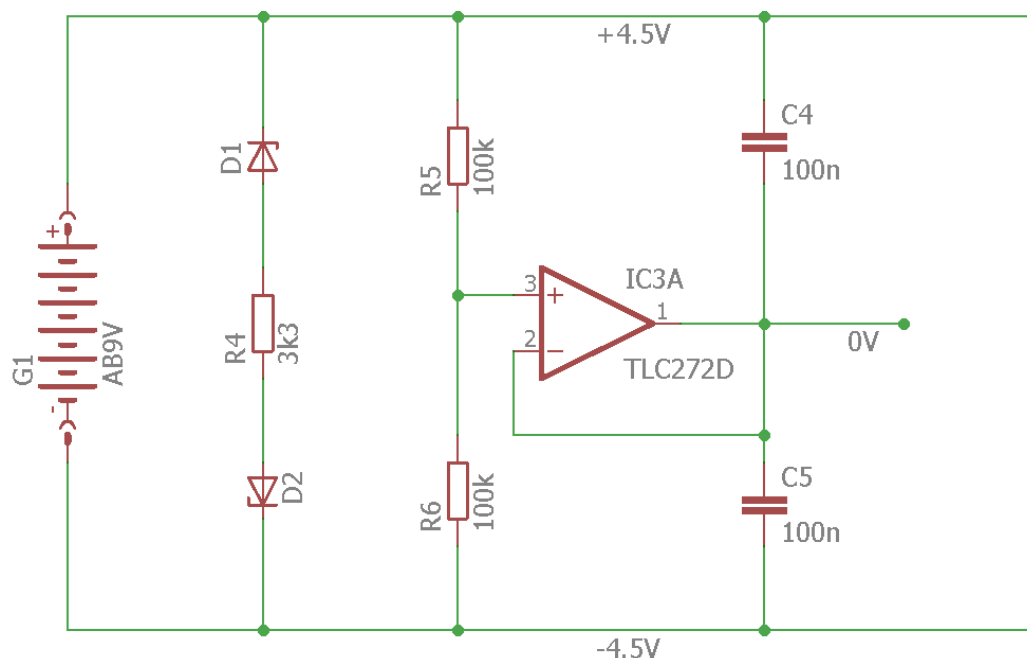
Obrázek 3.2: *Zapojení časovačů s výstupy*[12].

Součástky byly zvoleny podle potřeby délky trvání časových intervalů, po kterých je generován obdélník. První časovač byl nastaven na 1 s, která určuje frekvenci výskytu trojúhelníku. Po časovém intervalu jedné sekundy se objeví v signálu zbylé dva obdélníky. Druhý časovač byl nastaven na dobu 2 ms, tedy dobu definovanou jako čas náběžné hrany trojúhelníku a odebíraný výstup je invertovaný. Třetí časovač byl opět nastaven na normou definovaný čas hrany sestupné, tedy 15 ms a odebíraný výstup invertovaný není.

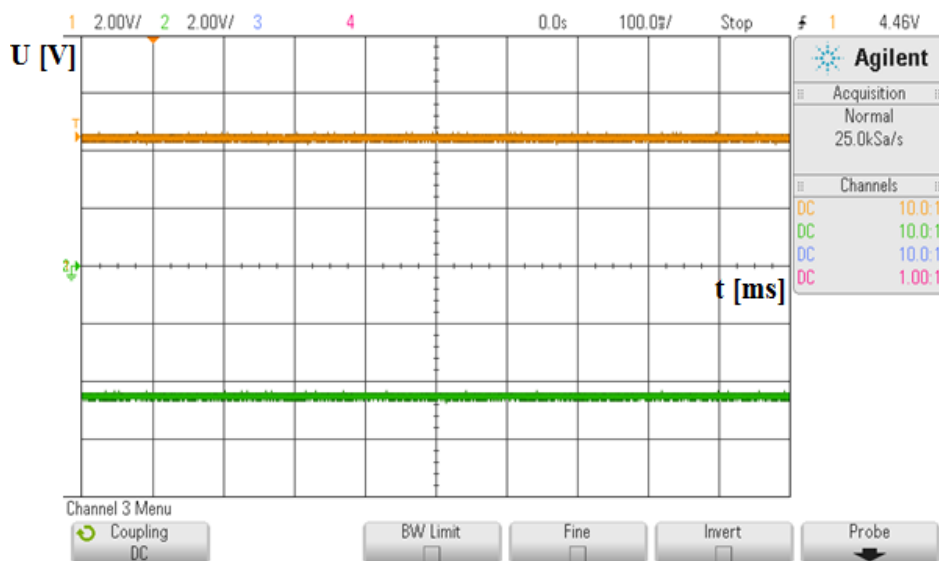


Graf 3.1: Výstupy z časovačů.

Aby bylo možné dosáhnout u prvního výstupu z časovače záporných hodnot, byl do obvodu zařazen symetrizátor napájení, který přivedené napětí 9V posune, na 4,5 V až -4,5 V. Tímto napětím se poté napájí časovače a další součásti obvodu. Výstup operačního zesilovače na pinu č. 1 slouží jak umělá zem, proti které se měří požadovaný signál.

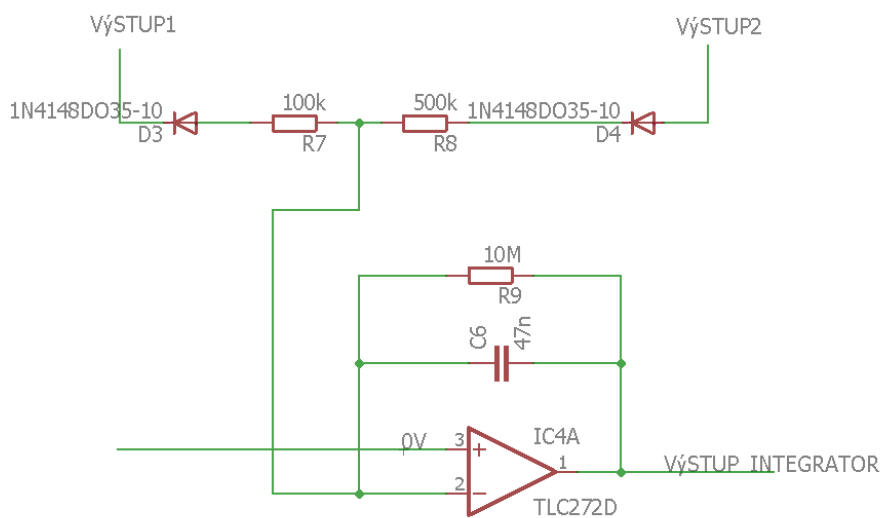


Obrázek 3.3: Zapojení symetrizátoru s vyvedenou nulou [13].

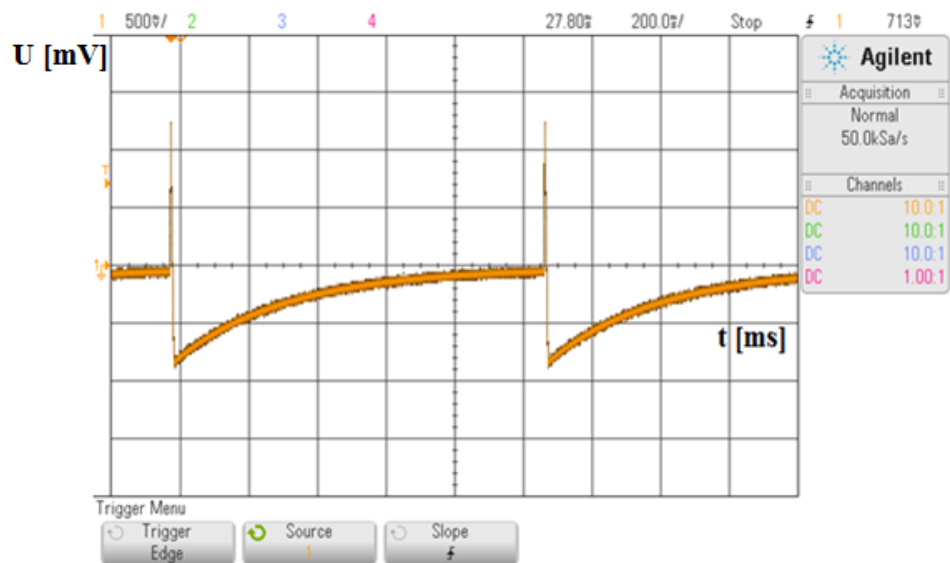


Graf 3.2: Výstupy ze symetrizátoru.

Výstupy z časovačů jsou usměrněny skrze diody, aby maximální hodnoty klopných obvodů byly v rozmezí od 0 do -4,5 V pro první výstup a od 0 do 4,5 V pro výstup druhý. Celý signál je následně přiveden do invertovaného vstupu operačního zesilovače zapojeného jako integrátor. Neinvertovaný vstup je připojen na umělou nulu a celý zesilovač je napájen symetricky.

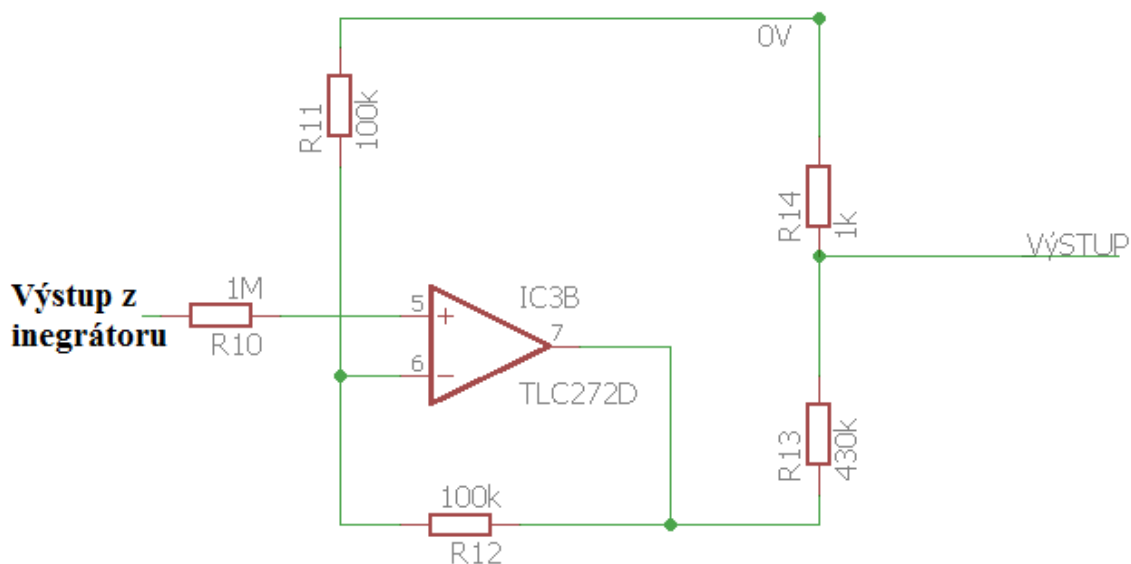


Obrázek 3.4: Operační zesilovač zapojený jako integrátor.

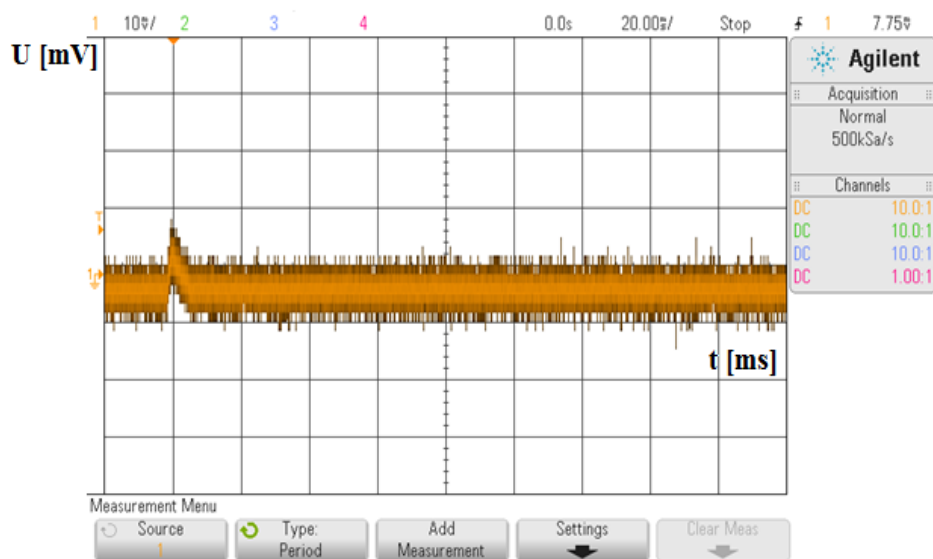


Graf 3.3: Výstup z integrátoru.

Výstup z integrátoru je následně zeslaben operačním zesilovačem, ke kterému lze také připojit výstup z generátoru šumu, čímž se oba signály sečtou a výsledný signál lze měřit proti virtuální nule. Po připojení šumu se výstup generátoru připojí k neinvertovanému vstupu zesilovače.



Obrázek 3.5: Závěrečné zeslabení signálu.

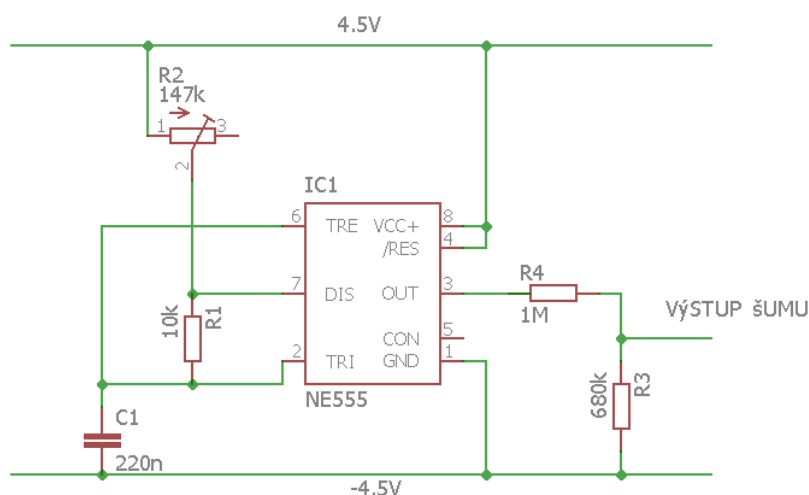


Graf 3.4: Výstup z operačního zesilovače.

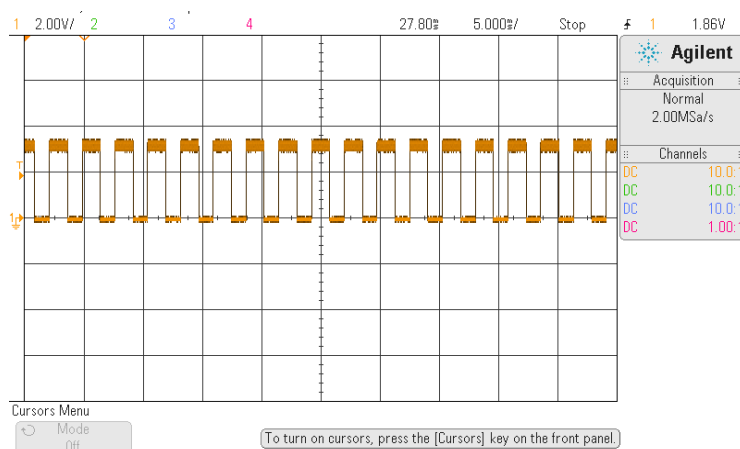
3.3 Astabilní klopný obvod (generátor šumu)

Šum je nechtěný a náhodně generovaný signál, který ovlivní snímání užitečného signálu. Takovýto náhodný signál je velmi složité generovat a proto byl sestaven jednoduchý obvod, který generuje šum o konstantní amplitudě. Pokud se ke generovanému trojúhelníkovému signálu přidá šum, ovlivní to negativně hranici citlivosti detekce kardiostimulátoru o několik milivoltů. Při snímání intrakardiálního EKG, je vždy nutné počítat s možností výskytu šumu v užitečném signálu, a proto každý detektor nějakým způsobem snímaný signál předzpracovává.

K testování detektorů EKG, bylo nutné navrhnout a sestavit obvod, který by generoval šum. Takový obvod, lze jednoduše sestavit pomocí časovače NA555, který pracuje v astabilním módu. Generovanému šumu lze měnit frekvenci pomocí odporového trimru od 50 Hz, do 400 Hz. Zejména frekvence, které se nejčastěji vyskytují jako jsou 50 a 60 Hz a myosignály mající frekvenci od 100 Hz výše. Výstup šumu je přiveden na vstup neinvertujícího zesilovače, kde je přiveden také výstup z integrátoru iEKG. [14]



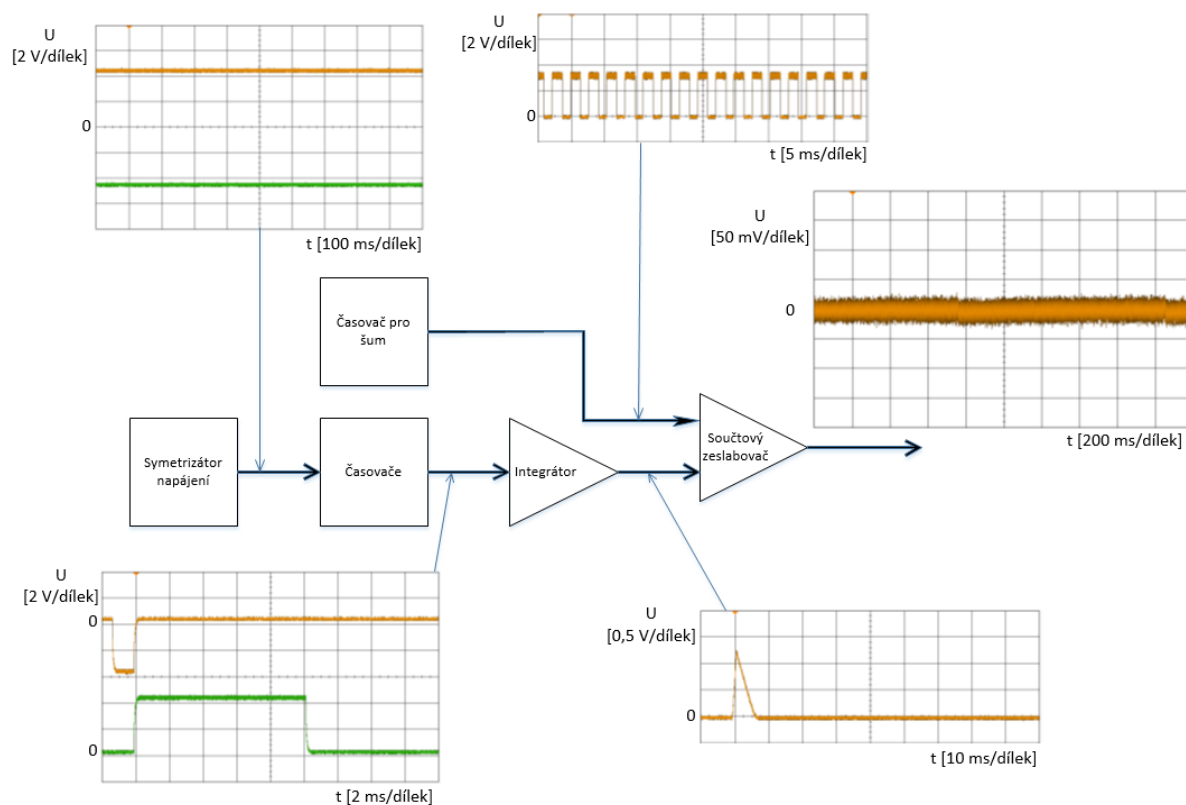
Obrázek 3.6: Zapojení časovače 555 v astabilním režimu [14].



Graf 3.5: Výstup z časovače 555 (pin 3).

3.4 Sestavení obvodu

Výstup integrátoru a generátoru šumu se připojí k neinvertovanému vstupu operačního zesilovače, který je zapojen jako součtový zeslabovač, který výsledný signál zeslabí. Signálu se následně sníží amplituda ještě více, pomocí napěťového děliče a takto upravený signál byl použit při testování citlivosti kardiostimulátorů.



Obrázek 3.7: Blokové schéma s výstupy z jednotlivých bloků.

3.5 Rozbor testovaných kardiostimulátorů

Testování prahových hodnot citlivostí bylo provedeno pro tři kardiostimulátory s rozdílnou detekcí. Prvním testovaným stimulatorem byl jednodutinový kardiostimulátor EPG 10b od firmy Mediatrade, pro dočasnou stimulaci. Přístroj má dva režimy stimulace, fixní režim stimulace V00, nebo režim ON-DEMAND, kdy je přístroj inhibován R vlnou, při správně nastavené citlivosti. Kardiostimulátor umožňuje nastavení frekvence stimulace od 20 - 200 ppm, nastavitelnou šířku stimulačního pulzu od 0,02 - 0,5 ms a volitelnou amplitudu stimulačního impulsu od 0,5 - 14 V. Detekce intrakardiálního EKG je u tohoto typu přístroje, prováděna digitálně.



Obrázek 3.8: Externí kardiostimulátor EPG 10b od firmy Mediatrade [15].

Druhým testovaným přístrojem je jednodutinový externí kardiostimulátor EDP 20/A od firmy Biotronik. Kardiostimulátor má nastavitelné tři stimulační režimy, režim fixní stimulace V00, režim ON-DEMAND a Rapid režim, při kterém je frekvence stimulace několikanásobně zvýšená. Přístroj má nastavitelnou senzitivitu od 1 do 20 mV, amplitudu stimulace od 0,1 do 12 V, frekvenci stimulace od 40 - 180 ppm a frekvenci Rapid stimulace od 50 do 1000 ppm. Kardiostimulátor detekuje intrakardiální EKG pomocí analogových obvodů.



Obrázek 3.9: Externí kardiostimulátor EDP 20/A od firmy Biotronik [16].

Třetím testovaným kardiostimulátorem je jednodutinový stimulátor PACE 101 od firmy Osypka Cardiotronic. Kardiostimulátor je schopen pracovat ve dvou režimech, opět ve fixním režimu V00, A00 a v režimu ON DEMAND. Přístroj má nastavitelnou amplitudu stimulačního impulsu od 0,3 do 12 V, frekvenci stimulace od 30 - 180 ppm a nastavitelný práh citlivosti od 1 - 20 mV. PACE 101 má detektor stejně jako EDP 20/A také analogový.



Obrázek 3.10: Externí kardiostimulátor PACE 101 od firmy Osypka Cardiotronic [17].

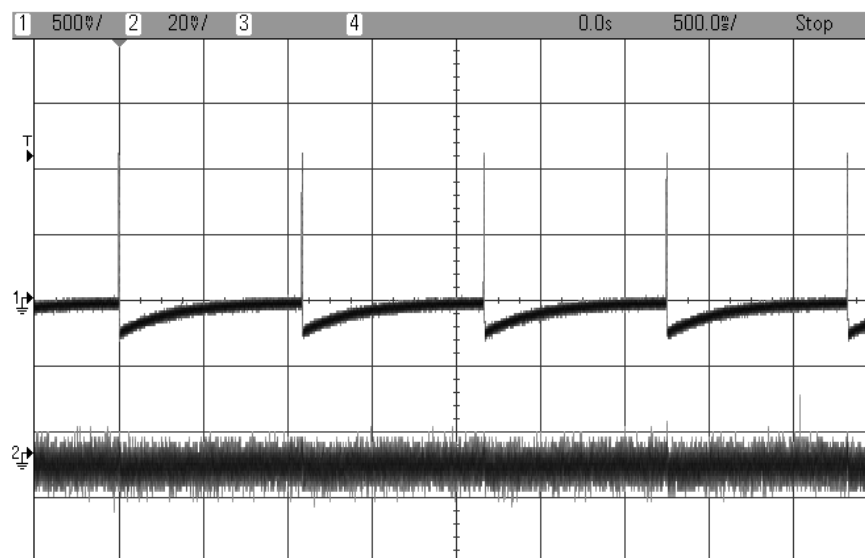
Tabulka 3.1: Srovnání funkcí kardiostimulátorů.

	EPG 10b	EDP 20 A	PACE 101
Stimulační módy	VVI, AAI, VOO, AOO	VOO, VVI	VVI, AAI, VOO, AOO
Šířka stim. impulsu	0,05 - 1 ms	1 ms	0,75 ms
Amplituda stim. impulsu	0 - 14 V	0,1 - 12 V	0,3 - 12 V
Citlivost	0,5 - 20 mV	1 - 20 mV	1 - 20 mV
Frekvence impulsu	20 - 200 ppm	40 - 180 ppm	30 - 180 ppm
Overdrive frekvence	5x časové tlačítko	50 - 1000 ppm	2x nebo 4x

3.6 Testování prahu citlivosti

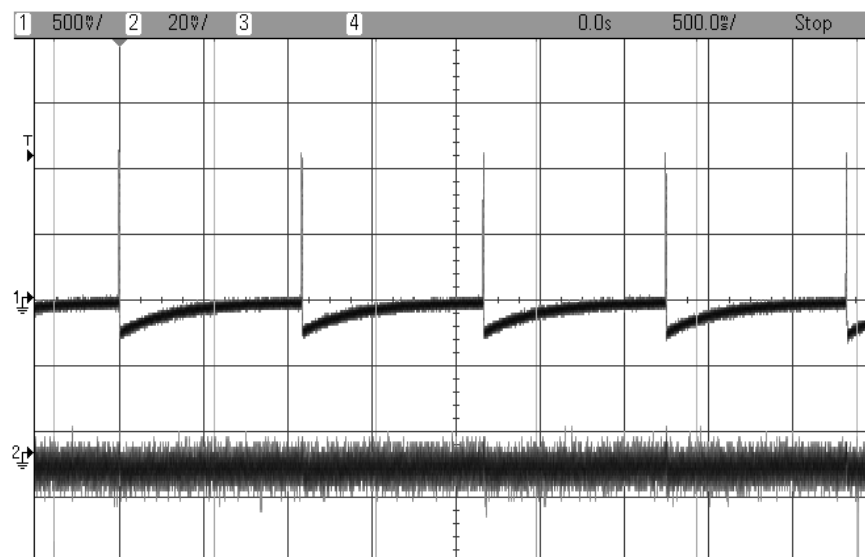
Otestováním prahu citlivosti bylo dokázáno, že digitální detektory, jsou v určitých hranicích šumu přesnější než analogové. Kvůli velmi vysoké citlivosti digitálního detektoru, bylo možné dokonce detekovat peaky generovaného šumu, které s analogovým detektorem zaznamenat vůbec nešly a kardiostimulátory se automaticky přepnuly do fix rate režimu.

Švody z kardiostimulátoru byly připojeny k obvodu simulátoru a postupně se navyšovala frekvence šumu. Pro každou hodnotu frekvence šumu se nastavila hranice citlivosti, kdy byl kardiostimulátor inhibován. Tyto hodnoty byly vyneseny do grafů pro každý kardiostimulátor zvlášť. Při pozorování průběhu signálu na osciloskopu bylo jasně vidět, zda se jednalo o inhibici, nebo kardiostimulátor pracoval ve fixním režimu kardiostimulace.



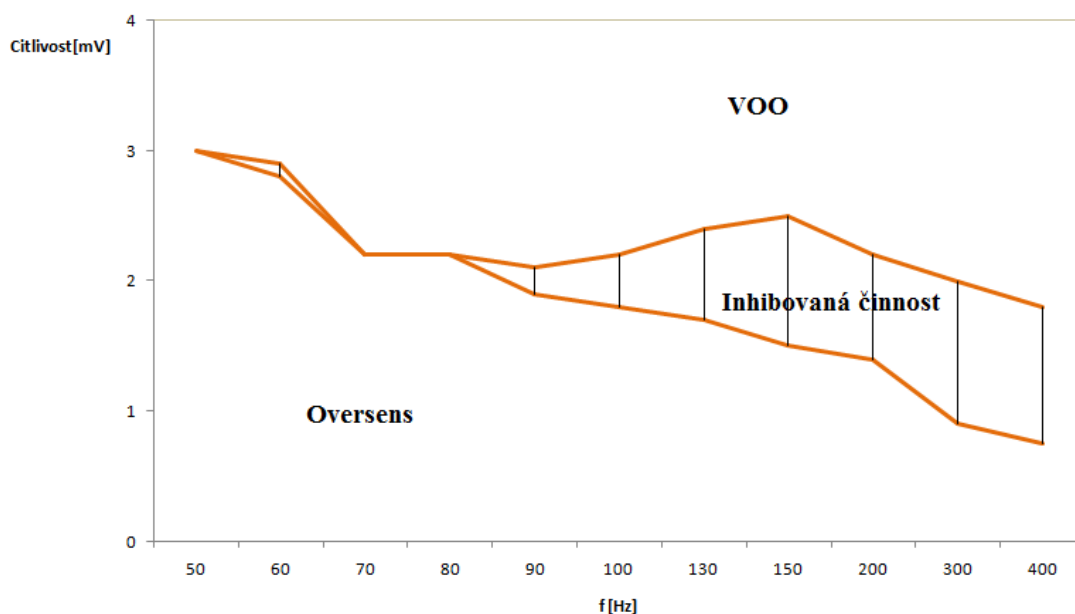
Graf 3.6: Průběh ze simulátoru iEKG při inhibovaném kardiostimulátoru.

Na grafu 3.6 je vidět trojúhelník generovaný pomocí obvodu popsaného výše. Lze si všimnout, že generovaný signál je kladný, ale norma uvádí tento signál záporný. Tento záporný trojúhelník se liší pouze z hlediska připojení ke kardiostimulátoru. Z obrázku je patrné, že kardiostimulátor byl inhibován, tedy pouze snímal peaky generovaného signálu o frekvenci 60 za minutu. Vrchní signál je výstup z integrátoru, kde jsou vrcholy generovaného signálu lehce viditelné. Spodní signál, je odebírán z napěťového děliče, na konci obvodu.



Graf 3.7: Průběh ze simulátoru iEKG při fixním režimu V00.

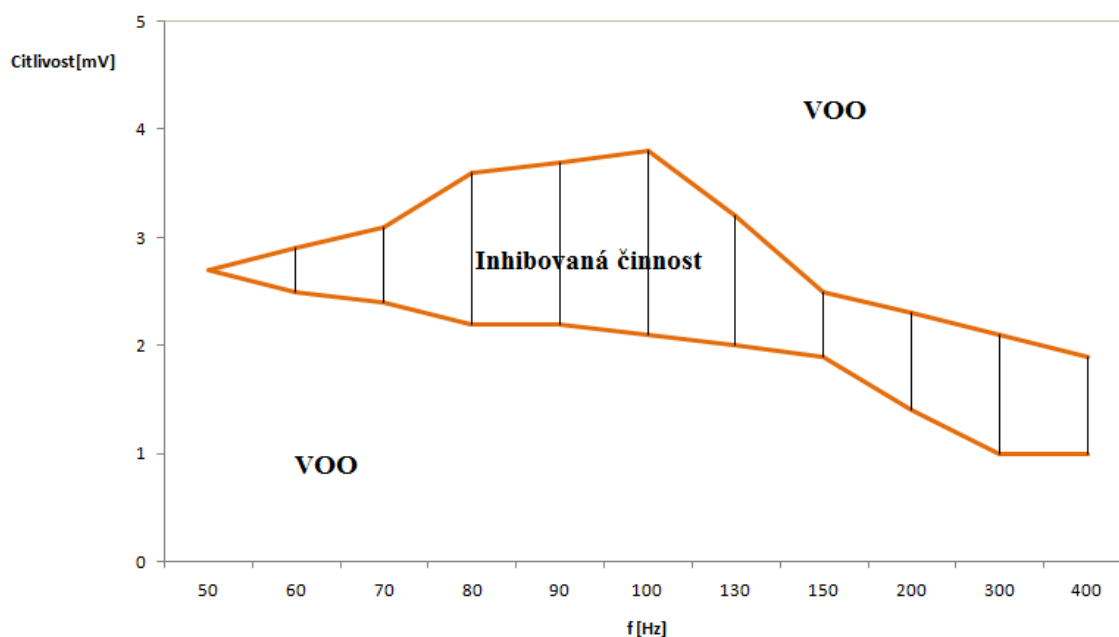
Při špatně nastaveném prahu citlivosti, kdy kardiostimulátor nezachytí simulovaný trojúhelník, začne přístroj stimulovat srdeční svalovinu elektrickými impulsy v ručně nastavené frekvenci ve fixním režimu. Popsaný jev je vidět na obrázku výše, kdy oproti inhibované činnosti kardiostimulátoru, jsou vidět stimulační impulsy. Stimulační impuls je ve grafu zobrazen jako přímka rovnoběžná s mřížkou osciloskopu, která se pravidelně opakuje v nastavené frekvenci 1 Hz.



Graf 3.8: Závislost citlivosti na frekvenci aplikovaného šumu u kardiostimulátoru EPG 10b.

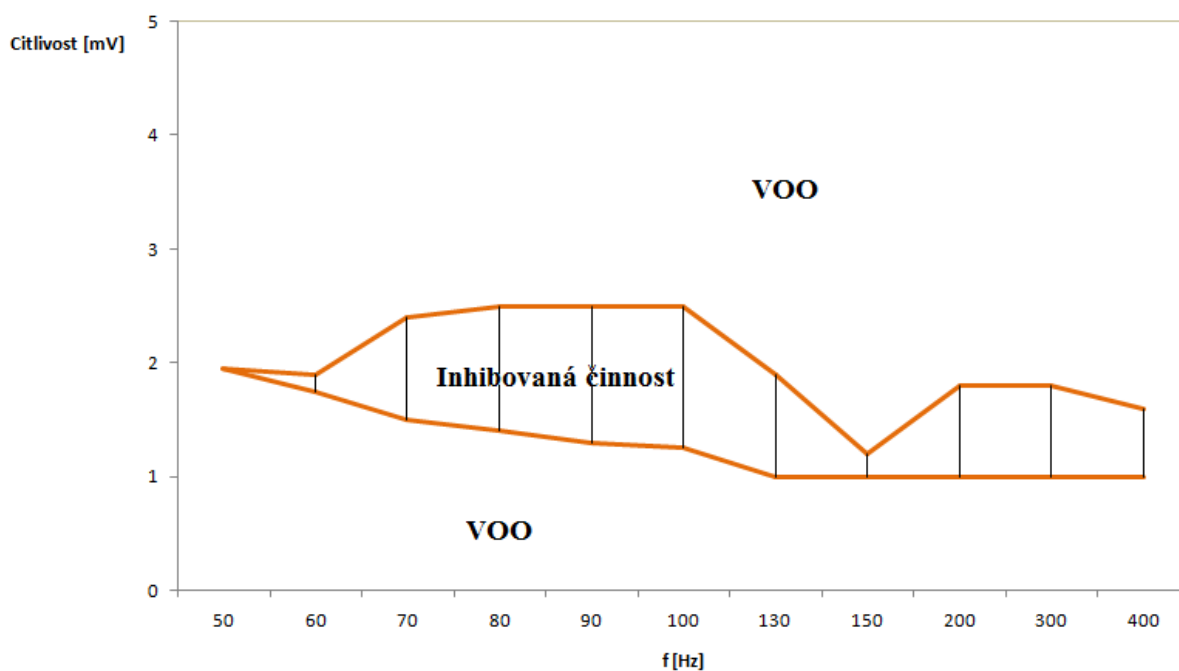
Při testování kardiostimulátoru EPG 10b, byla v grafu vykreslená a vyšrafovaná oblast, ve které kardiostimulátor snímá generovaný signál a pracoval v módu VVI. V pásmu VOO, kardiostimulátor přestal snímá generovaný signál a začal pracovat v módu fix rate. V pásmu oversens byla hladina citlivosti snížena na takovou úroveň, kdy kardiostimulátor začal snímá přidávaný šum. V tomto režimu kardiostimulátor detekoval falešné špičky způsobené šumem a nestimuloval. Pokud se tato okolnost vyskytne v praxi při zavádění elektrody do srdce, je to indikací špatného kontaktu elektrody se stěnou endokardu.

Při rostoucí frekvenci rostla šířka pásma, ve které kardiostimulátor spolehlivě snímá signál se šumem. Režim kardiostimulátoru byl lehce pozorovatelný jak na osciloskopu, tak na samotném kardiostimulátoru, pomocí světelné signalizace. Při fixním režimu (VOO) byla stimulace indikována žlutě blikající LED diodou, zvukovou signalizací a stimulační impulsy byly viditelné na obrazovce osciloskopu jako na obrázku výše. Při inhibované činnosti bylo snímání indikováno zeleně blikající LED v rytmu 60 za minutu. Pokud nastal oversens, začala zelená LED dioda blikat ve frekvenci přidávaného šumu.



Graf 3.9: Závislost citlivosti na frekvenci aplikovaného šumu u kardiostimulátoru EDP 20/A.

Testovaný kardiostimulátor EDP 20/A byl inhibován ve vyšrafovaném pásmu, které se oproti EPG 10b nacházelo o 1 mV výše. Při nižším, nebo vyšším prahu citlivosti se přístroj automaticky přepnul do fix rate režimu, při kterém v pevně nastavené frekvenci stimuloval. Oproti digitálnímu detektoru, analogový detektor neměl tak přesnou citlivost, aby dokázal snímat peaky šumu, ale rovnou se přepnul do fix rate režimu. Toto v praxi může znamenat daleko více příčin, než při indikaci oversens u digitálního detektoru.



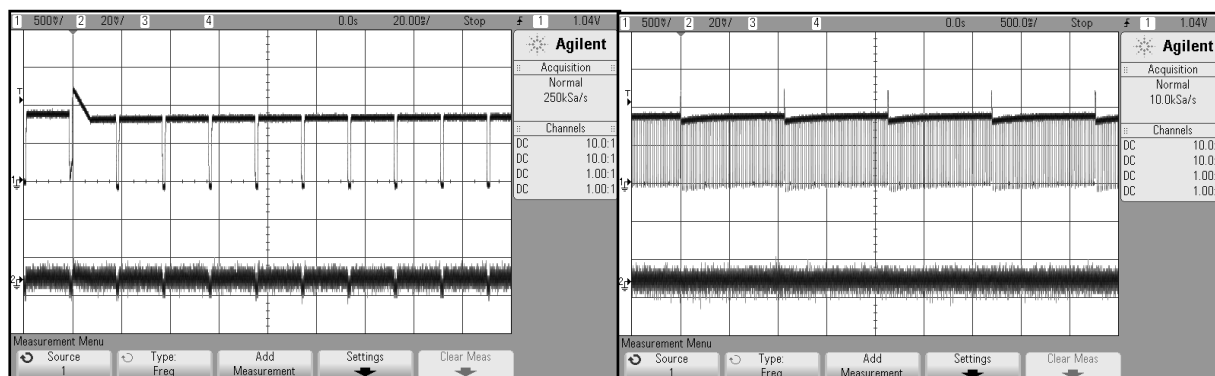
Graf 3.10: Závislost citlivosti na frekvenci aplikovaného šumu u kardiostimulátoru Pace 101.

Otestovaný kardiostimulátor Pace 101, snímal při velmi nízké citlivosti, s průměrnou citlivostí 1 mV. Při překročení citlivosti nad vyšrafovanou oblast se kardiostimulátor přepnul do fix rate režimu a začal stimulovat v pevně nastavené frekvenci. Stejným způsobem se zachoval při snížení citlivosti pod mez snímání. Stejně jako kardiostimulátor EDP 20/A nereagoval na peaky přidaného šumu, ale pouze se měnila hladina citlivosti pro inhibovanou činnost.

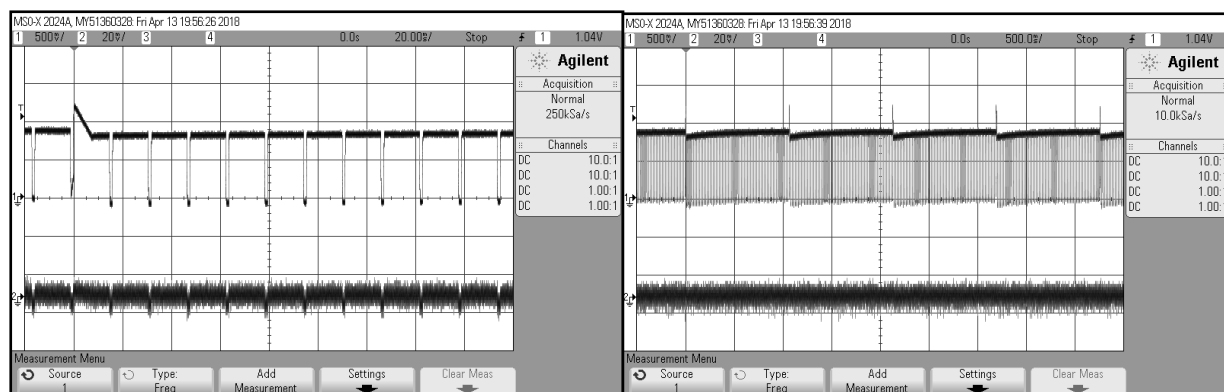
Tabulka 3.2: Porovnání senzitivit pro inhibovanou činnost na různých úrovních aplikovaného šumu.

Hodnota senzitivity pro inhibovanou činnost kardiostimulátoru [mV]			
f [Hz]	EPG 10b	EDP 20 A	PACE 101
50	3	2,8	2
60	2,9	2,9	1,9
70	2,1	3	2,4
80	2	3,5	2,5
90	2	3,7	2,5
100	2,2	3,5	2,4
130	2,2	3,3	1,8
150	2,3	2,5	1,4
200	2,2	2,3	1,8
300	2	2,2	1,8
400	1,9	2	1,6

Zdrojem šumu o frekvenci 50 Hz v evropských zemích a 60 Hz v amerických zemích je indukční vliv elektrorozvodné sítě, která se nazývá síťový brum. K užitečnému signálu se může síťový brum dostat, pokud je kardiostimulátor umístěn poblíž elektrorozvodné sítě.

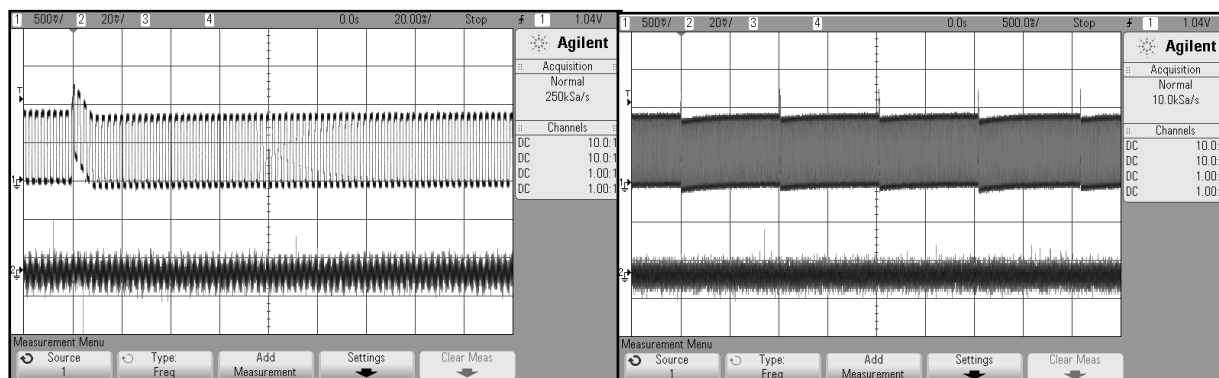


Graf 3.11: Signál po aplikaci šumu 50 Hz a nastavení kardiostimulátorů pro inhibovanou činnost.



Graf 3.12: *Signál po aplikaci šumu 60 Hz a nastavení kardiostimulátorů pro inhibovanou činnost.*

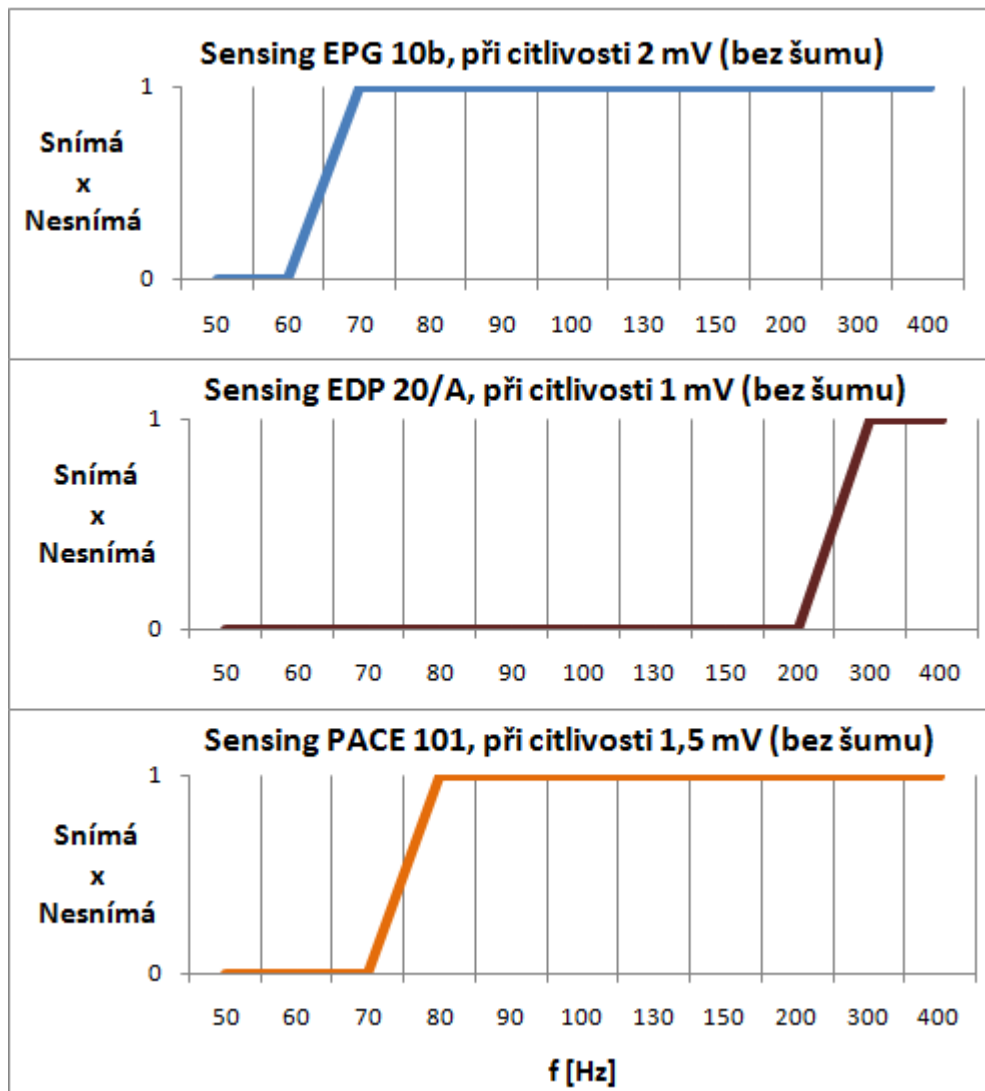
Zdrojem signálu nad 400 Hz jsou nejčastěji myosignály způsobeny jakýmkoliv pohybem pacienta od pohybu končetiny, až po spontánní dýchání. Tomuto šumu se dá předejít zamezením pohybu pacienta.



Graf 3.13: *Signál po aplikaci šumu 400 Hz a nastavení kardiostimulátorů pro inhibovanou činnost.*

3.7 Testování detektorů při pevně nastavené citlivosti

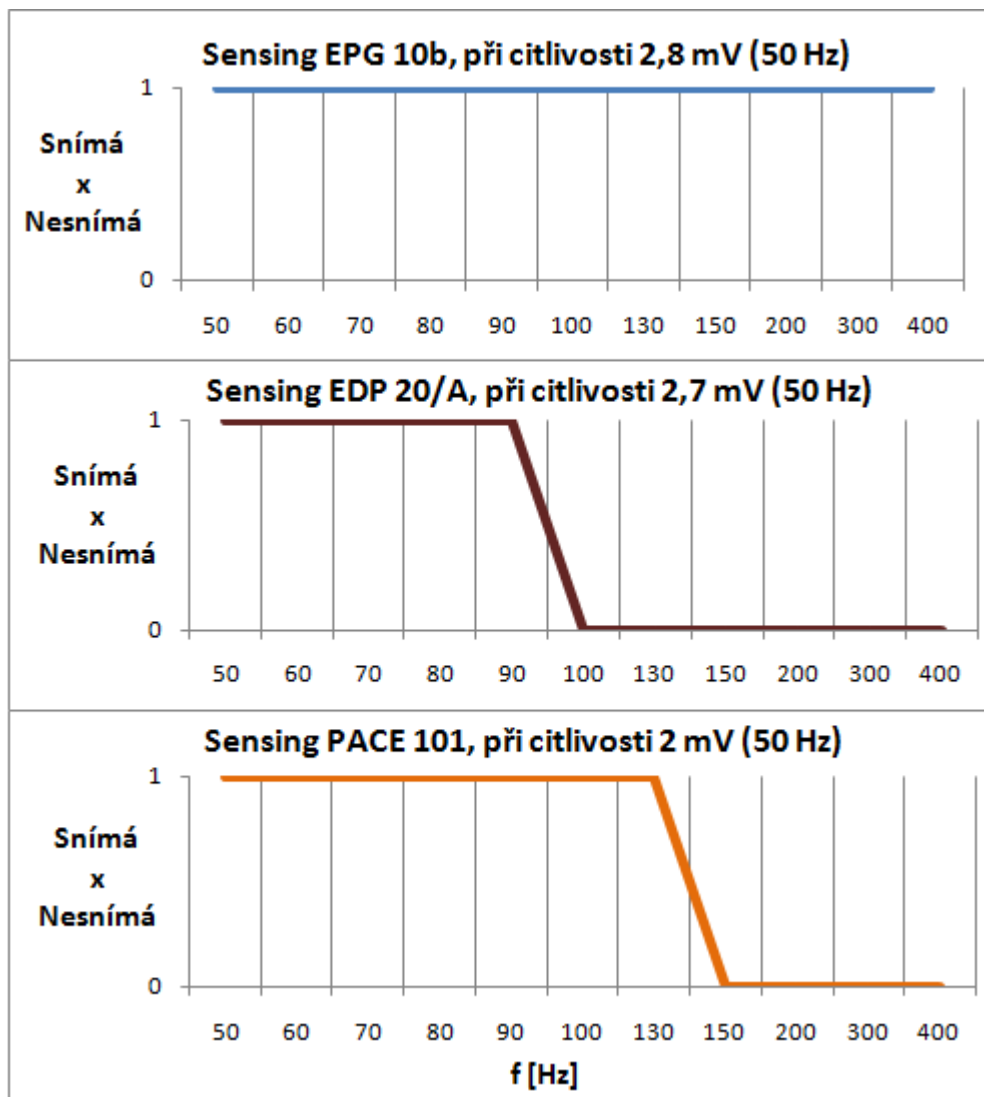
Principem tohoto testu, bylo určit mez ve kterém digitální detektor oproti ostatním detektorům dokáže stále snímat. Popřípadě najít koleno zlomu, kde se nachází schod mezi fixním režimem stimulace a inhibovanou činností kardiostimulátoru.



Graf 3.14: Závislost citlivosti kardiostimulátoru na úrovni frekvence šumu.

První graf zobrazuje chování detektorů, při pevně nastavené citlivosti, pro to, aby snímaly simulované iEKG bez šumu. Pokud kardiostimulátor snímal (pracoval v režimu inhibované činnosti) byla tato činnost v grafu zaznamenána jako 1. Při přepnutí kardiostimulátoru do fixního režimu stimulace byla tato skutečnost znázorněna na grafu jako 0. Při tomto testu se zvyšovala frekvence šumu a sledovalo se, kdy kardiostimulátor ještě pracuje v inhibovaném režimu a kdy se přepne do fixního režimu stimulace.

Z grafů je zřejmé, že nejdelší dobu snímal iEKG digitální detektor EPG 10b, s nastavenou citlivostí 2 mV. Nutno zdůraznit, že při frekvencích 50 a 60 Hz, nebyl inhibován, ale svítila kontrolka oversense, tedy přecitlivělost. Hladina citlivosti byla nastavena na hodnotu, kdy kvalitně snímaly simulované iEKG bez šumu a až poté se postupně přidával šum. Ke snímání docházelo zejména na vyšších frekvencích, které generovaný trojúhelník více zvýraznily, a proto bylo snímání přesnější.



Graf 3.15: Závislost citlivosti kardiostimulátoru na úrovni frekvence šumu s nastaveným prahem citlivosti pro šum 50 Hz.

Při druhém měření byla citlivost kardiostimulátoru nastavena na prahovou hodnotu, kdy dokázala snímat iEKG s přidaným šumem 50 Hz. Z grafů je zřejmé, že digitální detektor snímal po celou dobu, naopak analogové detektory se na úrovních 100 Hz a 150 Hz přepnuly do fixního režimu stimulace. Při vyšších frekvencích od 300 Hz a výše, snímal pouze digitální detektor a analogové detektory už stimulovaly ve fixním režimu.

Závěr

V bakalářské práci byla otestována citlivost tří kardiostimulátorů s rozdílnými detektory intrakardiálního EKG. K usnadnění testování byl navrhnut a sestrojen simulátor intrakardiálního EKG pro přesné určení citlivosti. K nasimulovanému signálu byl přidán šum s nastavitelnou frekvencí. Se sestrojeným simulátorem byly postupně otestovány externí kardiostimulátory s digitální detekcí a s analogovou detekcí. Z výsledku je zřejmé, že digitální detektor má přesnější citlivost a práh citlivosti se lépe hledal než u detektorů analogových. Z grafů v praktické části je také zřejmé, že citlivost digitálního detektoru byla stabilnější, při navyšování frekvence šumu. Z výsledků také vyplývá, že digitální detekce eventů v iEKG je mnohem přesnější, neboť snímala i šumové artefakty o konstantní amplitudě, což může poukázat na špatné umístění elektrody v srdci.

Práce byla velkým přínosem pro mé další vzdělávání zejména z hlediska konstrukce tvarovacího obvodu pro nasimulovaný trojúhelník, který byl stěžením celé práce. Dalším přínosem byla možnost nahlédnout do problematiky analogové a digitální detekce externích kardiostimulátorů a kardiostimulace jako takové.

Použitá literatura

- [1] AFONSO, V.X., W.J. TOMPKINS, T.Q. NGUYEN a SHEN LUO. ECG beat detection using filter banks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 46(2), 192-202. DOI: 10.1109/10.740882. ISSN 00189294.
- [2] PAN, Jiapu a Willis J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1985, 230-236. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532. ISSN 0018-9294.
- [3] PANG, L., K. DANEHORN, I. TCHOUDOVSKI a A. BOLZ. Automatic identification of cardiac activations in the multi-channel intracardiac ECGs. In: *IET 3rd International Conference MEDSIP 2006. Advances in Medical, Signal and Information Processing* [online]. IEE, 2006, s. 59-59. DOI: 10.1049/cp:20060343. ISBN 0863416586.
- [4] TRIGANO, T., V. KOLESNIKOV a D. LUENGO. Grouped sparsity algorithm for multichannel intracardiac ECG synchronization. *Signal Processing Conference (EUSIPCO), 2014 Proceedings of the 22nd European* [online]. 2014, , 1537-1541. ISSN 2076-1465.
- [5] MINAMI, K., H. NAKAJIMA a T. TOYOSHIMA. Real-time discrimination of ventricular tachyarrhythmia with Fourier-transform neural network. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 46(2), 179-185. DOI: 10.1109/10.740880. ISSN 00189294.
- [6] WANG, Ze, Chi MAN WONG a Fen WANG. Adaptive Fourier decomposition based R-peak detection for noisy ECG Signals. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)[online]*. 2017, , 3501 - 3504. DOI: 10.1109/EMBC.2017.8037611. ISSN 1558-4615.
- [7] CHEW, Kah-Meng a Doris LAU. Pacemaker: Narrow pulses generation for design and sensitivity test. In: *2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. IEEE, 2017, s. 7-10. DOI: 10.1109/MeMeA.2017.7985840. ISBN 978-1-5090-2984-6.
- [8] GOLDBERGER, Ary Louis, Zachary D. GOLDBERGER a Alexei SHVILKIN. *Goldberger's clinical electrocardiography: a simplified approach*. Ninth edition. Philadelphia, PA: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-323-40169-2.
- [9] Pacemaker Troubleshooting: Common Clinical Scenarios. *Www.ncbi.nlm.nih.gov*]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5067035/>
- [10] KUSUMOTO, Fred. *Understanding intracardiac EGMs and ECG's*. Hong Kong: 12pt Palatino by Graphicraft Limited, 2010. ISBN 978-1-4051-8410-6.
- [11] ČSN EN 45502-2-1: Aktivní implantabilní zdravotnické prostředky - Část 2-1: Zvláštní požadavky na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky určené pro léčbu bradyarytmií (kardiostimulátory). 853000. 2016, 56 s.
- [12] CMOS 4098BMS Datasheet. *Www.intersil.com* [online]. Dostupné z: <https://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/cd40/cd4098bms.pdf>.
- [13] TLC272 Datasheet. [Http://www.ti.com](http://www.ti.com) [online]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlc272b.pdf>.

- [14] MARSTON, R. M. Modern CMOS circuits manual. 2nd ed. Boston: Newnes, 1996. ISBN 07-506-2565-1.
- [15] Externí EPG 10b kardiostimulátor. [Http://www.mediatriade.cz](http://www.mediatriade.cz) [online]. Dostupné z: http://www.mediatriade.cz/wp-content/uploads/2017/10/171018_EPG-10B-let%C3%A1k.pdf.
- [16] Externí EDP 20/A kardiostimulátor. [Www.ebay.it](http://www.ebay.it) [online]. Dostupné z: <https://www.ebay.it/itm/esterno-pacemaker-biotronik-EDP-20-a-External-pacemakers-/391082941516>.
- [17] Externí PACE 101 kardiostimulátor. [Www.osypkamed.com](http://www.osypkamed.com) [online]. Dostupné z: <https://www.osypkamed.com/products/pacers/pace-101>.